

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

RAFAEL EVARISTO DA CRUZ

ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES
CURTOS E COROAS LONGAS, ATRAVÉS DO MÉTODO DE
ELEMENTO FINITO 3-D.

CURITIBA

2016

RAFAEL EVARISTO DA CRUZ

ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES
CURTOS E COROAS LONGAS, ATRAVÉS DO MÉTODO DE
ELEMENTO FINITO 3-D.

Dissertação apresentada ao Programa de
Pós-graduação em Odontologia, nível Mestrado,
Setor de Ciências da Saúde, Universidade
Federal do Paraná, como requisito parcial à
obtenção do título de Mestre em Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Nelson Luis Barbosa Rebellato
Coorientador: Pror. Dr. Delson João da Costa

CURITIBA

2016

DEDICATÓRIA

À minha querida mãe Albertina Rocha, por me ensinar os verdadeiros valores da vida.

À minha amada esposa Izabela Taiatella, pela paciência, amor e cuidado.

Às minhas pequenas filhas Lara e Lívia, que embora dentro do útero, já me fizeram entender o verdadeiro sentido da vida.

AGRADECIMENTOS

À Deus por sua misericórdia e amor incondicional, e por sempre guiar os meus passos.

À Universidade Federal do Paraná, que desde a minha graduação, e agora na pós-graduação, me possibilitou a oportunidade de crescimento e desenvolvimento intelectual.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia por me dar a oportunidade de participar deste mestrado.

Ao meu orientador Prof. Dr. Nelson Luis Barbosa Rebellato pela dedicação e pelos ensinamentos e experiências compartilhados.

Ao meu coorientador Prof. Dr. Delson João da Costa, pela preciosa ajuda, dedicação, ensinamento, amizade e tempo dedicados a esta pesquisa, imprescindíveis para a realização e conclusão deste trabalho.

À colega Dra. Paola Corso, que se dedicou de forma altruísta, disponibilizando seu tempo e conhecimento, os quais foram fundamentais para a finalização deste trabalho.

À Ana Maristela Rodacki, secretária do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFPR, pela ajuda e atenção em vários momentos.

De forma especial, a todos os professores pelo conhecimento transmitido e pela dedicação para com o Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFPR.

À empresa Neodent[®] pelo material cedido para a confecção dos modelos.

Aos colegas da turma de mestrado, que com o passar do tempo, se transformaram em amigos.

*“Mas os que esperam no Senhor renovarão as suas forças,
subirão com asas como águias; correrão, e não se cansarão;
caminharão, e não se fatigarão.”*
Isaías 40:31

RESUMO

Este estudo analisou através do método de elemento finito tridimensional (MEF) a distribuição de tensões mastigatórias sobre implantes curtos com coroas alongadas, na região do elemento 36. Os modelos de implantes utilizados foram: M1- Neodent Titamax WS[®] 4x5mm e M2 – Neodent Titamax WS[®] 5x5mm. A análise verificou a distribuição das tensões nos implantes e no tecido ósseo, sob cargas de incidência axial e oblíqua e avaliou a influência da diferença no diâmetro dos implantes sobre a distribuição das tensões mastigatórias. Os resultados mostraram que sob incidência de forças axiais, os modelos analisados obtiveram resultados satisfatórios, sem exceder os limites de resistência do tecido ósseo e os limites de escoamento dos implantes e componentes protéticos envolvidos. Porém, sob incidência de forças oblíquas, os modelos apresentaram picos de tensão que ultrapassaram os limites de resistência do osso, indicando uma possível reabsorção óssea, de maior evidência no modelo M1. Verificamos um excesso de tensão incidindo sobre o terço cervical dos implantes analisados sob força oblíqua, porém de maior intensidade no modelo M1, podendo levar a uma falha estrutural deste implante. Observamos que o fato de aumentar o diâmetro do implante favoreceu a distribuição das tensões mastigatórias, tanto nos implantes como no tecido ósseo. Conclui-se que o uso de implantes de maior diâmetro possuem um melhor desempenho para dissipar as forças e reduzir a tensão no implante e no osso circunjacente, e que forças oblíquas são potencialmente prejudiciais ao sistema implante/osso, principalmente em implantes curtos com coroas superdimensionadas. A indicação no uso de implantes curtos unitários deve ser cautelosa e o planejamento protético deve ser rigoroso, favorecendo as cargas oclusais ou axiais e minimizando as cargas oblíquas.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos, implantes dentários, força de mordida.

ABSTRACT

This study analyzed through 3-D finite element method (FEM) simulation of the distribution of masticatory tension on short implants with long length crowns, in 36 region. The CAD SolidWorks® 2015 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA) and the Ansys Workbench® V16. (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) softwares were used. The selected implant models were: M1- Neodent Titamax WS® 4x5mm and M2 – Neodent Titamax WS® 5x5mm. The files with the models of implants and abutments were provided by Neodent® company, Curitiba, Brazil. The analysis showed the stress distribution in the bone tissue and implants under axial and oblique forces incidence and evaluated the influence of the difference in diameter of the implants on the distribution of masticatory tensions. The results showed that under effect of axial forces, the models achieve satisfactory results, without reaching or exceeding the strength limits in bone tissue, implants and prosthetic components involved. However, under oblique forces, the models showed maximum tension values exceeding the bone strength limits, indicating a possible bone resorption, more evident in M1. An excess of tension was found on the cervical third of implants analyzed under oblique incidence, but a greater intensity in the M1 led to structural failure of the implant. We note that the fact of increasing the diameter of the short implants favored the distribution of masticatory stress both the implants and the bone tissue. We conclude that the use of larger diameter implants have a better performance to dissipate the forces, and reduce the tension in the walls of the implant and the surrounding bone, and oblique forces are potentially harmful to the implant / bone system, especially for short implants with oversized crown. The indication on the use of single short implants should be cautious and prosthetic planning should be strict, favoring the occlusal or axial loads and minimizing the oblique loads.

Keywords: Finite element analysis, dental implants, bite force

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	MODELO 3D DA MANDÍBULA COM O ELEMENTO 36.....	19
FIGURA 2	MODELO 3D DAS ZONAS DE INSERÇÃO DOS MÚSCULOS MASTIGATÓRIOS.....	20
FIGURA 3	MODELO 3D DA MANDÍBULA REABSORVIDA COM O ELEMENTO 36.....	20
FIGURA 4	MODELO 3D DOS IMPLANTES E COMPONENTES UTILIZADOS.....	21
FIGURA 5	MODELO DAS ESTRUTURAS PARA SIMULAR OS CONTATOS ANTAGONISTAS.....	22
FIGURA 6	DIFERENTES VISTAS DOS MODELOS FINAIS ANALISADOS.....	23
FIGURA 7	DIFERENTES VISTAS DA MALHA DE ELEMENTOS FINITOS.....	25
FIGURA 8	VISTA EXTERNA E EM CORTE DOS RESULTADOS NO OSSO PERIIMPLANTAR SOB CARGA AXIAL.....	27
FIGURA 9	VISTA EXTERNA E EM CORTE DOS RESULTADOS NO OSSO PERIIMPLANTAR SOB CARGA OBLÍQUA.....	28
FIGURA 10	VISTA EXTERNA DOS RESULTADOS NOS IMPLANTES SOB CARGA AXIAL.....	29
FIGURA 11	VISTA EXTERNA E EM CORTE DOS RESULTADOS NOS IMPLANTES SOB CARGA OBLÍQUA.....	30

LISTA DE QUADROS E TABELAS

QUADRO 1	PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS.....	24
TABELA 1	INSERÇÃO ÓSSEA DOS MODELOS (EM MM ²).....	26
TABELA 2	VALORES DE PICOS NO OSSO PERIIMPLANTAR.....	27
TABELA 3	VALORES DE PICOS NOS IMPLANTES	29

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

MEF - Método dos Elementos Finitos

AEF - Análise por Elementos Finitos

3D - tridimensional

CAD/CAM - Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing

CAD - Computer Aided Design

Ti - Titânio

MPa - MegaPascal

N - Newton

mm - Milímetros

® - Marca registrada

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. OBJETIVOS	13
3. REVISÃO DA LITERATURA.....	14
3.1 IMPLANTES CURTOS.....	14
3.2 DISTRIBUIÇÃO DE CARGAS MASTIGATÓRIAS.....	16
3.3 VANTAGENS DO MEF NA IMPLANTODONTIA.....	17
3.4 CONFIGURAÇÃO DAS PROPRIEDADES NO MEF.....	17
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	19
4.1 OBTENÇÃO DO MODELO GEOMÉTRICO E EDIÇÃO DAS VARIÁVEIS...	19
4.2 GEOMETRIA BÁSICA.....	21
4.3 VARIÁVEIS.....	22
4.4 SIMULAÇÃO.....	23
5. RESULTADOS	26
5.1 OSSO PERIIMPLANTAR.....	26
5.2 IMPLANTES.....	28
6. DISCUSSÃO	31
6.1 DIÂMETRO DO IMPLANTE.....	31
6.2 CARGA AXIAL.....	32
6.3 CARGA OBLÍQUA.....	33
6.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	34
7. CONCLUSÃO.....	36
REFERÊNCIAS.....	37
ANEXOS.....	45
I. TERMO DE APROVAÇÃO.....	45
II. COMPROVANTE DE SUMBISSÃO.....	46
III. ARTIGO.....	47

1. INTRODUÇÃO

A implantodontia obteve avanços consideráveis através do desenvolvimento de novos tipos de implantes e componentes protéticos, diminuindo a incidência de complicações mecânicas, técnicas, estéticas e biológicas (CHUN et al., 2006). Um dos fatores que ajudam na diminuição das complicações é alcançar uma melhor estabilidade inicial nos implantes. Por isso é desejável que exista um maior contato entre a área total da superfície do implante e o osso alveolar, e diante disso há a procura por implantes de maior comprimento e diâmetro (LEE et al., 2006; MISCH et al., 2008).

Entretanto, altura óssea disponível é um dos fatores determinantes do comprimento do implante. E áreas como a região posterior da mandíbula, devido à proximidade com o canal mandibular, muitas vezes impossibilitam a instalação de implantes longos (MISCH et al., 1993). Assim, a altura óssea inadequada pode ser considerada um fator de risco para o sucesso dos implantes dentais (NEVES et al., 2006).

Contudo, para diversos autores, nestas regiões com reduzido leito ósseo, o uso de implantes curtos é indicado (MISCH 2005), minimizando a necessidade de procedimentos cirúrgicos invasivos como: enxerto ósseo, levantamento do seio maxilar e lateralização do nervo mandibular (NEVES et al., 2006; TAWIL et al., 2006). E foi neste contexto que surgiram os implantes curtos com uma proposta de tratamento mais simples, de menor custo e maior rapidez, porém previsibilidade a longo prazo incerta (BAHAT, 2000; GOODACRE et al., 2003), ainda mais quando associados a coroas longas, pois o aumento da altura da coroa funciona como um cantiléver vertical sob cargas não axiais ou oblíquas, aumentando a carga mecânica sobre a restauração implanto-suportada (MISCH et al., 2005; MISCH et al., 2006).

A altura da coroa, o alcance do braço de alavanca e a transmissão de tensão ao tecido ósseo, são questionamentos importantes (PELLIZZER et al., 2009; CEHRELI et al., 2004), pois um dos pontos de relevância na biomecânica do implante é o fato de que ele não apresenta ligamento periodontal, o qual lhe permitiria absorver a tensão e realizar pequenos movimentos; porém, a interface é direta e rígida; portanto, a carga aplicada ao conjunto implante/prótese é transmitida diretamente ao tecido ósseo (GROSS, 2008).

Diante disso, existe a necessidade de analisar quantitativa e qualitativamente o comportamento dos implantes curtos associados a coroas longas, no tocante à distribuição de tensões. Entre as metodologias empregadas para analisar o comportamento mecânico

dos implantes, o MEF é amplamente utilizado (GENG et al., 2001).

Esse método envolve uma série de procedimentos computacionais, para calcular tensão e deformação em cada elemento dos biomateriais e tecidos humanos envolvidos nesse trabalho, que são difíceis de serem mensurados in vivo (WAKABAYACHI et al., 2008; GENG et al., 2001).

Desta forma, a análise por elemento finito (AEF), assim como outros métodos de ensaio não destrutivos, apresenta grande importância na predição de falhas de um sistema, identificando o problema nas fases iniciais de projeto (LEE et al., 2006). A AEF tem sido preferencialmente utilizada por apresentar como vantagens: alto nível de precisão, repetibilidade, facilidade de aplicação de diferentes condições de contorno e de carregamento e facilidade de alteração de propriedades mecânicas, inclusive analisando a modificação do comportamento do material em virtude do carregamento (KARL et al., 2009).

Este estudo visou reproduzir uma situação clínica pouco avaliada por outros autores pelo MEF: coroas unitárias de dimensões aumentadas suportadas por implantes curtos, submetidas a cargas de incidência axiais e oblíquas.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

- Avaliar a distribuição de tensões em implantes curtos e no tecido ósseo por meio de análise dos elementos finitos (AEF).

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar a distribuição de tensões nos implantes e no osso, sob forças axiais.
- Avaliar a distribuição de tensões nos implantes e no osso, sob forças oblíquas.
- Avaliar a influência do diâmetro do implante sobre a distribuição de tensões nas estruturas circunjacentes.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3.1 IMPLANTES CURTOS

Papavasiliou et al., em 1996 realizou uma simulação onde foi modelado tecido ósseo, com características medulares e corticais e uma carga de 200N, aplicada em ângulo de 45°, entre a face oclusal e o terço médio da face lingual. Os resultados encontrados mostraram que em todos os desenhos a maior concentração de tensão ocorreu no término coronário do implante, na região de osso cortical, e na região do parafuso de fixação do componente protético.

Alguns autores realizaram estudos de acompanhamento a longo prazo em mandíbulas severamente atróficas com o uso exclusivo de implantes curtos (6 e 7mm). O resultado do estudo mostrou que a colocação de implantes curtos do tipo Branemark sem o uso de procedimentos de enxerto ósseo para reconstrução de mandíbula severamente atrófica é um tratamento altamente previsível e viável (FRIBERG et al., 2000). Este mesmo resultado foi encontrado por Fugazzotto et al. (2004).

Das Neves et al. (2006) realizaram estudo a fim de se considerar a decisão terapêutica em se usar cirurgias avançadas ou implantes curtos baseando-se nos dados obtidos da revisão da literatura executada. Os autores concluíram que implantes curtos devem ser considerados como alternativa em relação às cirurgias avançadas para ganho ósseo, já que tais cirurgias envolvem alta morbidade, exigem prolongados períodos clínicos e envolvem altos custos ao paciente. Mesma conclusão foi encontrada por Misch et al. (2006), onde afirma que implantes curtos são viáveis de serem empregados nestas áreas, e métodos como esplintagem das próteses e ajuste oclusal para guia de desoclusão por canino ajudam na diminuição das tensões.

Comparando-se o comprimento de implantes em simulação com MEF, Pierrisnard et al. (2003), constataram que o comprimento do implante e ancoragem bicortical afetam a tensão aos componentes do implante, ao implante propriamente dito e ao osso circundante. Os resultados demonstraram que a tensão concentrou-se ao osso cortical de ancoragem mais coronal e que o uso de implantes longos (mais que 10mm) é um fator positivo na osseointegração, explicado pela melhor estabilidade da porção apical dos implantes longos quando comparados aos curtos. Porém se a ancoragem cortical da porção cervical do implante é boa, a influência do comprimento do implante torna-se menos importante.

Quando se utiliza implantes curtos, na maioria das vezes se faz necessário coroas alongadas para sua reabilitação protética. A influência biomecânica da proporção coroa/implante na distribuição de tensões ao longo de implantes curtos e tecido ósseo é um fator de extrema importância. Verri et al. (2015), concluíram que o aumento da altura da coroa aumentou significativamente a concentração de tensão no parafuso protético e tecido ósseo e o nível de micro tensão no osso subiu drasticamente, sob carga axial e oblíqua. Porém, para alguns autores, não há influência na proporção coroa-implante ou tamanho da mesa oclusal com a perda de osso peri-implantar. Estes autores concluíram que implantes curtos parecem ser uma solução viável em áreas com altura óssea reduzida, mesmo quando os parâmetros protéticos excedem valores normais, desde que as forças oclusais e suas orientações estejam favoráveis e a parafunção esteja controlada (TAWIL et al., 2006; BIRDI et al., 2010).

Analisando comprimento e diâmetro de implantes, Himmlová et al., em 2004, compararam a influência de ambos na distribuição da tensão gerada por forças mastigatórias ao redor de implantes. Concluiu-se que um aumento do diâmetro dissipa melhor a força mastigatória simulada e diminui a tensão ao redor do pescoço do implante. Resultados semelhantes foram encontrados em trabalhos de outros autores (PETRIE e WILLIAMS 2005; BAGGI et al., 2008; QIAN et al., 2009; DING et al., 2009, ANITUA et al., 2010; BAGGI et al., 2013; KIM et al., 2014).

Comparando as respostas biomecânicas de 3 diferentes implantes unitários, sob carga axial e não axial, através de medidores de tensão (in vitro) e análise por elementos finitos (AEF), Kheiralla e Younis em 2014 puderam demonstrar que os implantes de diâmetros reduzidos registraram as maiores tensões sob carga axial e oblíqua, e que todos os implantes mostraram um aumento considerável nos valores de tensão sob carga oblíqua.

Em um estudo com a proposta de avaliar a biomecânica de implantes curtos, Ning Kang et al. (2014) concluíram através de seus resultados que o maior estresse tensional ocorreu com implantes de menor diâmetro e regiões de menor densidade óssea (tipos III e IV). As tensões de von Mises ao longo da interface osso/implante tiveram uma tendência a diminuir quando o diâmetro do implante e a densidade óssea aumentava. Resultados semelhantes foram encontrados por Marcián et al. (2014), ao relatarem que os valores de picos de tensão no osso cortical e esponjoso aumentaram, em regiões de baixa densidade óssea.

3.2 DISTRIBUIÇÃO DE CARGAS MASTIGATÓRIAS

As cargas mastigatórias humanas demonstram picos de 350N na região posterior e 200N na região anterior (DELONG; DOUGLAS, 1991; HIDAKA et al., 1999; KORIOH et al., 1997). Alguns estudos (FERRARIO et al., 2004; JEMT; KARLSSON; HEDEGARD, 1979) demonstram que próteses fixas podem sofrer cargas que atingem até 650N. Para simulação de cargas mastigatórias normais não forçadas são simuladas cargas com 100N de intensidade (ARADYA; KUMAR; CHOWDHARY, 2016; CAMARGOS GDE et al., 2016; RASOULI-GHAHROUDI et al., 2015; TOMAN et al., 2015; SCHROTENBOER et al., 2009).

Rangert et al., em 1995, realizaram análise clínica retrospectiva de trinta e nove pacientes com fratura de implante quanto às suas possíveis causas. Os autores verificaram que 90% das fraturas ocorreram na região posterior, concluindo que próteses repondo dentes posteriores estão sujeitas a alto risco de sobrecarga, porém com tratamento adequado é possível prevenir algumas situações de risco.

Analizando biomecanicamente a distribuição de tensões ao redor de implantes instalados na região de 1º molar inferior, Canay et al. (1996), aplicaram carga vertical de 100N e horizontal de 50N em implantes posicionados de forma reta e angulada. Concluíram que o uso de implantes angulados em região posterior deve ser limitado.

Alguns autores realizaram um estudo por meio de elementos finitos com cargas axiais e não-axiais em implantes orais e comparou-o em mandíbulas de cães. Foi possível realizar forte correlação entre a distribuição de tensão no osso circundante aos implantes e o fenômeno de remodelação ocorrido nos animais; os autores concluíram que as regiões de alta tensão nas simulações foram as mesmas de remodelação óssea in vivo. Além disso, concluíram que o componente de tensão horizontal é o grande responsável pela diferença nos eventos de reabsorção óssea (BARBIER et al., 1998).

Em 2006, Isidor realizou uma ampla revisão da literatura enfocando a influência de forças ao osso perimplantar. O autor cita que quando um implante é submetido à carga oclusal, a tensão é transferida ao osso com o pico de tensão na porção mais coronal, e que cargas não-axiais são mais danosas do que as cargas axiais, resultando em maiores níveis de tensão ao osso.

Chun et al., em 2006, investigaram a distribuição de forças inclinadas ao redor do osso em três tipos diferentes de pilar. Todos os implantes apresentaram distribuição similar

de forças no osso sob carga vertical (axial). À medida que a inclinação da força aumenta, a componente horizontal também aumentou, gerando aumento da compressão no osso compacto adjacente na primeira rosca do implante. A tensão de von Mises diminuiu gradativamente do nível marginal ósseo até o ápice dos implantes.

3.3 VANTAGENS DO MEF NA IMPLANTODONTIA

O uso do MEF é cada vez mais crescente na área da saúde. Uma das principais vantagens no uso do MEF consiste no fato de se poder controlar qualquer variável relacionada ao experimento, facilitando a análise dos resultados (TAWIL e TAWIL, 2009). A AEF tem sido preferencialmente utilizada por apresentar como vantagens: alto nível de precisão, repetibilidade, facilidade de aplicação de diferentes condições de contorno e de carregamento (KARL et al, 2009). Segundo Geng, Tan e Liu, (2001) além das citadas anteriormente, agrega ainda: grande reprodutibilidade de resultados e baixo custo.

Os achados deste tipo de estudo permitem melhor entendimento sobre as potenciais localizações de concentração de tensões, além disso, experimentos que utilizaram a AEF em conjunto com outros métodos alcançaram resultados semelhantes entre eles, comprovando a efetividade do MEF (ESER et al., 2009; KARL et al., 2009).

Em 2006, foi publicado um artigo enfocando a condição atual dos estudos baseados em MEF sobre implantes osseointegrados interpretando suas relações com o tecido ósseo adjacente e o comportamento biomecânico deste conjunto. Foi concluído que este método tem fornecido informações sobre o comportamento das tensões de uma forma bastante precisa (BLATT, BUTIGNON e BONACHELA, 2006).

3.4 CONFIGURAÇÃO DAS PROPRIEDADES NO MEF

Quando considerado o osso, estímulos mecânicos podem levar a processos de remodelação óssea (HART; DAVY; HEIPLE, 1984; LIN et al., 2009; NATALI; PAVAN; RUGGERO, 2006). Sabendo do efeito do dano ósseo na remodelação (TAYLOR; HAZENBERG; LEE, 2007), o critério de Mohr-Coulomb é utilizado para quantificar a nível estrutural o risco ao dano e selecionado por considerar a diferença no impacto das tensões de tração e compressão num material friável como o osso

(BAYRAKTAR et al., 2004) e seu impacto na geração do dano ósseo. A teoria do critério de Mohr-Coulomb define que um material fratura quando a combinação das tensões principais se iguala ou excedem os limites de resistência.

Quando considerado o titânio, o critério de von Mises é recomendado, devido a ductibilidade do material, que é a propriedade que representa o grau de deformação que um material suporta até o momento de sua fratura (OHASHI et al., 2010; OSMAN et al., 2013). A teoria do critério de von Mises define que deformação plástica ocorre quando a energia de distorção supera o limite elástico do material. Acima deste limite, os materiais começam a se deformar permanentemente. O ponto no qual estas deformações permanentes começam a se tornar significativas é chamado de limite ou tensão de escoamento (BALBINOTI e LANG, 2007).

4. MATERIAL E MÉTODOS

Para a simulação com o MEF, foi necessário construir um modelo geométrico representante do objeto de pesquisa da vida real. Para tanto, a simulação foi configurada com informações representativas dos materiais analisados, como módulo de elasticidade e definidas as condições de contorno, como estímulo/carga e suportes, de forma a reproduzir de forma semelhante às condições encontradas in vivo.

4.1 OBTENÇÃO DO MODELO GEOMÉTRICO E EDIÇÃO DAS VARIÁVEIS

Foi utilizado um modelo tridimensional de mandíbula, construído a partir de uma tomografia disponível para pesquisa acadêmica. Os passos de reconstrução da tomografia utilizada no trabalho já foram descritos na literatura (VASCO, M. et al., 2014). As alterações geométricas necessárias foram realizadas no software tipo CAD SolidWorks® 2015 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA).

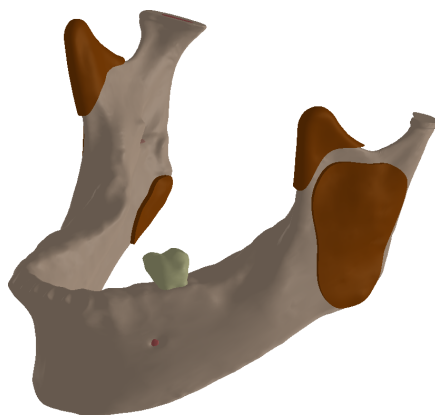
Os modelos disponíveis consistem numa mandíbula totalmente dentada e outra totalmente desdentada. Para facilitar o processamento e diminuir o peso computacional os modelos foram editados de forma a utilizar a mandíbula desdentada, junto com o modelo da coroa do dente 36 da mandíbula dentada para fornecer a geometria externa da futura coroa dos implantes, conforme figura 1.

FIGURA 1: MODELO DE MANDÍBULA COM ELEMENTO 36 PARA FORNECER A ANATOMIA DA COROA PROTÉTICA.



Para padronizar a zona de suporte da mandíbula, estruturas foram criadas nas regiões de inserção dos músculos da mastigação: temporal, masseter e pterigoideo medial, conforme figura 2.

FIGURA 2: ZONAS DE INSERÇÃO DOS MÚSCULOS MASTIGATÓRIOS PARA PADRONIZAR SUPORTE DO MODELO.



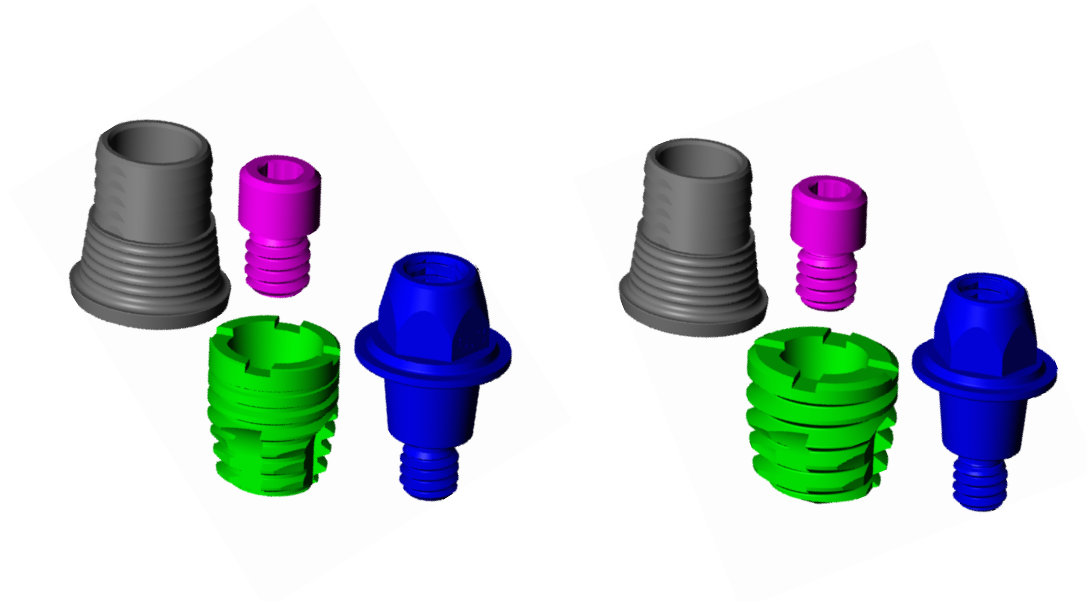
Para simular uma condição de atrofia óssea que justifique a utilização dos implantes analisados, foi realizado um desgaste unilateral posterior, mantendo uma espessura de 2mm de osso cortical e uma distância de 2mm entre o ápice da posição dos implantes curtos analisados e o nervo alveolar inferior. Essa distância foi selecionada por ser a distância mínima recomendada entre implante e o nervo alveolar inferior para evitar danos ao nervo (GREENSTEIN; TARNOW, 2006). Adicionalmente, mantendo a geometria da porção coronária, o modelo de dente da tomografia foi ajustado para representar a superfície externa de uma coroa total compatível com a perda óssea dos implantes curtos analisados (FIGURA 3).

FIGURA 3: MANDÍBULA CORTADA E DENTE AJUSTADO PARA SIMULAR UMA CONDIÇÃO COMPATÍVEL COM O USO DE IMPLANTES CURTOS.



Os modelos dos implantes e componentes protéticos foram obtidos do fabricante (Neodent[®], Curitiba, Brasil). A figura 4 mostra imagens dos modelos que foram utilizados no presente trabalho.

FIGURA 4: IMAGENS DOS IMPLANTES E COMPONENTES UTILIZADOS NO PRESENTE TRABALHO



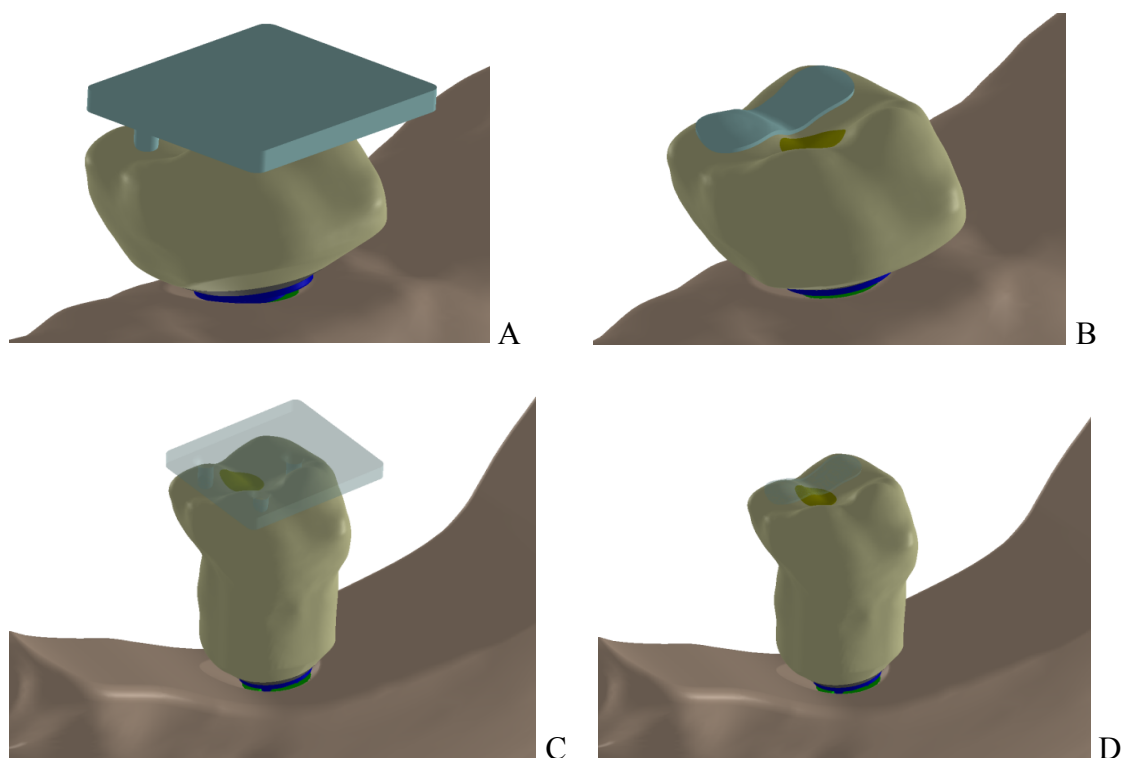
4.2 GEOMETRIA BÁSICA

Além da mandíbula, todos os modelos possuem as seguintes características:

- Implante osseointegrado, posicionado 1mm infra ósseo na região posterior da mandíbula, no local do elemento 36;
- Coroa metalocerâmica unitária, utilizando a geometria externa do dente reconstruído em tomografia para forma básica, implanto suportada e parafusada, com infraestrutura de cromo cobalto sobre o intermediário, com 0,3mm de espessura mínima e porcelana feldspática de cobertura sobre a infraestrutura, com um mínimo de 1mm de espessura;
- Resina composta sobre o canal do parafuso protético, com 2mm de espessura;
- Intermediário anti-rotacional de titânio para prótese parafusada unitária, com altura transmucosa de 0,8mm e plataforma de 4,8mm;

- Parafuso da prótese de titânio;
- Estrutura para simular o terço oclusal dos dentes antagonistas em porcelana feldspática para os modelos de carga axial. Apresenta três pontos de contato circulares, com 1mm de diâmetro cada; na cúspide vestibular, com um ponto na vertente vestibular e um na vertente lingual e na cúspide lingual, com um ponto na vertente vestibular de cada elemento (FIGURA 5A e 5C);
- Estrutura em porcelana feldspática para padronizar a aplicação da carga oblíqua, posicionadas nas vertentes vestibulares das cúspides linguais (FIGURA 5B e 5D);

FIGURA 5: ESTRUTURAS PARA SIMULAR OS DENTES ANTAGONISTAS, COM SEMITRANSPARÊNCIA PARA MELHOR VISUALIZAÇÃO DOS CONTATOS. CARGA AXIAL (A E C) E OBLÍQUA (B E D).



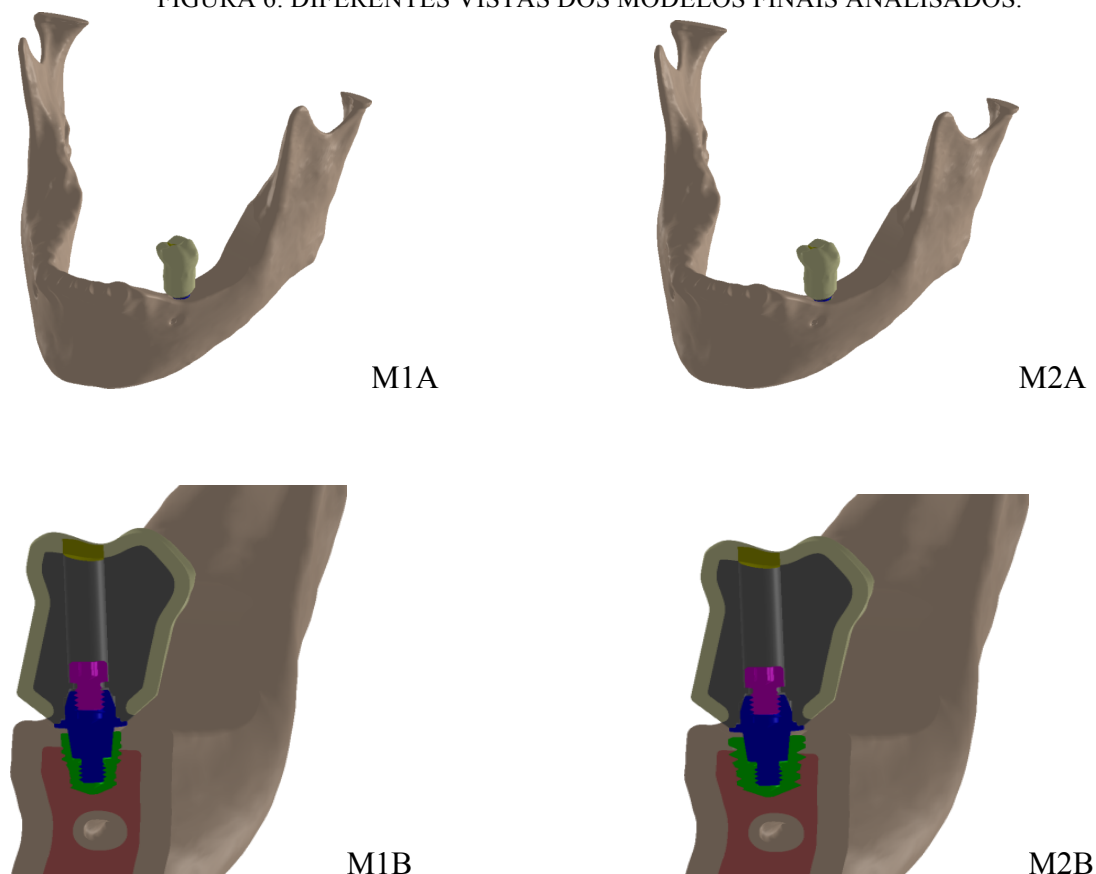
4.3 VARIÁVEIS

- Modelo M1: implante de conexão Cone Morse, modelo Titamax[®] WS (Neodent[®], Curitiba, Brasil), com diâmetro de 4mm e comprimento de 5mm.
- Modelo M2: implante de conexão Cone Morse, modelo Titamax[®] WS (Neodent[®],

Curitiba, Brasil), com diâmetro de 5mm e comprimento de 5mm.

A figura 6 mostra imagens dos modelos finais M1 e M2, sendo A = vista tridimensional total, e B = vista em corte.

FIGURA 6: DIFERENTES VISTAS DOS MODELOS FINAIS ANALISADOS.



4.4 SIMULAÇÃO

Todos os modelos foram exportados do software Solidworks[®], para o software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench[®] V16. (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA), através de suplemento de importação, próprio do Ansys[®].

Para representar de forma correta o comportamento mecânico de cada elemento, os diferentes elementos dos modelos foram configurados com um módulo de elasticidade ou módulo de Young (parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido), e coeficiente de Poisson (mede a deformação transversal de um material) retirados da literatura, conforme o quadro 1.

QUADRO 1: PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS		
Material	Módulo de Young. (MPa)	Coefficiente de Poisson
Porcelana feldspática (ZARONE et al., 2006)	69000	0,30
Resina composta (Filtek Z250, 3M/ESPE, St. Paul, EUA) (UV; WK., 2012)	7600	0,24
Osso cortical (HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996)	13700	0,30
Osso Medular (HOLMES et al., 1996)	1370	0,30
Liga de cromo cobalto (ESKITASCIOGLU et al., 2004)	218000	0,33
Titânio grau 4 (MATWEB, 2016a)	105000	0,37
Titânio grau 5 (Ti-6Al-4V) (MATWEB, 2016b)	113800	0,34

Foram simulados contatos não lineares do tipo friccionais, com um valor de coeficiente de fricção de 0,2 para simular o contato entre superfícies lubrificadas com saliva (úmidas) (JORN et al., 2014), configurados entre os implantes e componentes e entre componentes e a infraestrutura.

Para simulação de cargas mastigatórias normais não forçadas, no presente estudo foram simuladas cargas com 100N de intensidade (ARADYA; KUMAR; CHOWDHARY, 2016; CAMARGOS GDE et al., 2016; RASOULI-GHAHROUDI et al., 2015; TOMAN et al., 2015; SCHROTENBOER et al., 2009; CRAIG, 1985).

Dois padrões de carga foram aplicados em cada modelo. O primeiro, carga axial, foi aplicada com vetor paralelo ao longo eixo do elemento e sobre a porção superior da estrutura que simula os dentes antagonistas. Os contatos entre a estrutura antagonista e as coroas foram configurados como “*frictionless*”, sendo que esses permitem deslizamentos e formação de gaps, de forma a possibilitar além da intrusão, um movimento vestibulo-lingual dos implantes a semelhança da situação real.

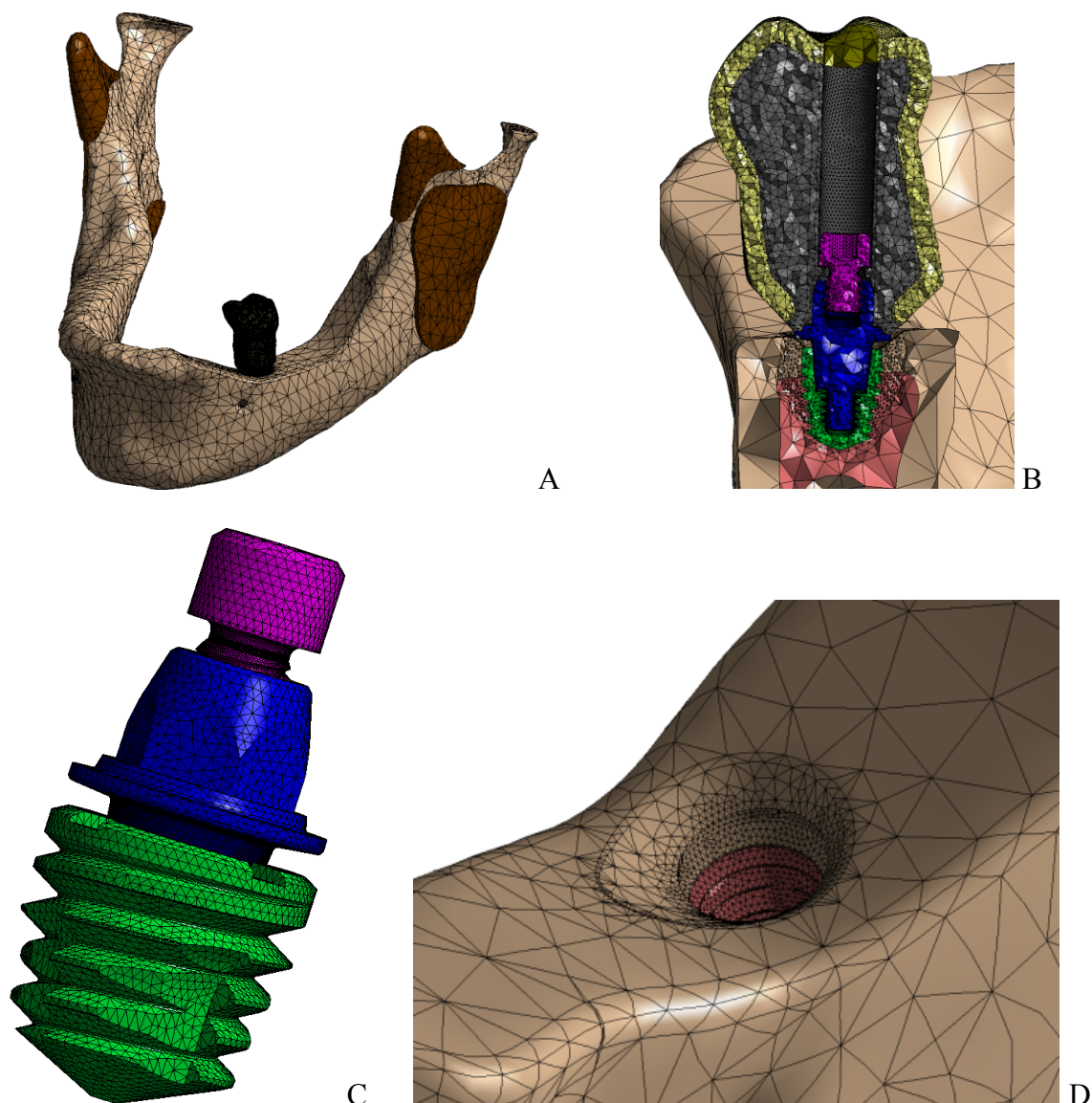
No segundo padrão, ou carga oblíqua, foi simulado uma carga com vetor no sentido vestibulo-lingual, fazendo um ângulo de 45° com o plano oclusal (BARRETO et

al., 2016; BORIE et al., 2016; DIANA et al., 2016; TOMAN et al., 2015). Foi utilizada a estrutura antagonista para padronização da área da carga.

A discretização do modelo, que é a transformação do modelo sólido numa malha de nós e elementos para possibilitar a análise pelo método, foi realizada. A malha foi gerada com elementos quadráticos tetraédricos de 10 nós (solid 187), o que possibilita a cópia da geometria irregular presente nos modelos analisados. O número de nós/elementos variou de 969.490/595.475 a 1.108.172/679.646. Todos os modelos foram então resolvidos (Windows® 7 64 bits, processador Intel® I7 920, 24 Gb memória RAM). A plotagem gráfica e numérica dos dados foi registrada, avaliada e comparada.

A figura 7 mostra algumas imagens das malhas criadas. As regiões de maior interesse possuem maior densidade de malha, para obter melhor definição de resultados.

FIGURA 7: DIFERENTES VISTAS DA MALHA DE ELEMENTOS FINITOS.



5. RESULTADOS

Os resultados foram registrados, avaliados e comparados gráfica e numericamente para análise quantitativa e qualitativa. Os diferentes materiais no presente estudo foram analisados por critérios distintos devido às características inerentes de cada material.

Observamos na tabela 1, a área de inserção óssea cortical, medular e total para os 2 modelos analisados.

TABELA 1: INSERÇÃO ÓSSEA CORTICAL, MEDULAR E TOTAL (em mm ²)		
	Modelo M1 (imp. 4x5 mm)	Modelo M2 (imp. 5x5 mm)
Inserção cortical	17,6	26,5
Inserção Medular	55,9	76,0
Inserção Total	73,5	102,5

5.1 OSSO PERIIMPLANTAR

O critério de Mohr-Coulomb foi utilizado neste trabalho para quantificar, a nível estrutural, o risco ao dano ósseo (BAYRAKTAR et al., 2004).

A teoria do critério de Mohr-Coulomb define que um material fratura quando a combinação das tensões principais se iguala ou excede os limites de resistência. É considerado na tabela 2 o limite de resistência do osso com o valor numérico de 1.

A tabela 2 demonstra os resultados da análise quantitativa das tensões que incidiram no osso periimplantar diante de forças axiais e oblíquas nos 2 modelos avaliados, sendo que todo valor que se igualar ou exceder o valor de 1, significará risco de reabsorção.

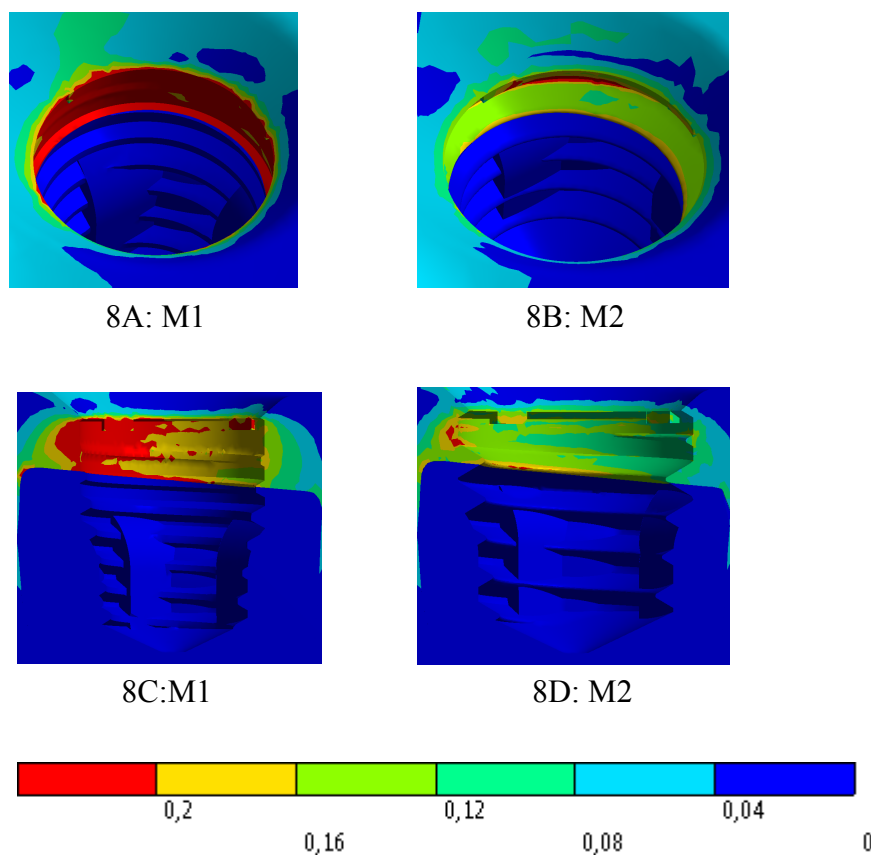
TABELA 2: RESULTADOS DOS VALORES DE PICOS DE TENSÃO NO OSSO PERIIMPLANTAR SEGUNDO O CRITÉRIO DE MOHR-COULOMB E SEU PERCENTUAL EM RELAÇÃO AO LIMITE DE RESISTÊNCIA DO OSSO.

Modelo	M1(4x5 mm)	M2(5x5 mm)
Carga axial	0,49/49%	0,29/29%
Carga oblíqua	2,85*/285%	1,69*/169%

*Valores que se igualam ou excedem o valor de 1, tendem a risco de reabsorção óssea.

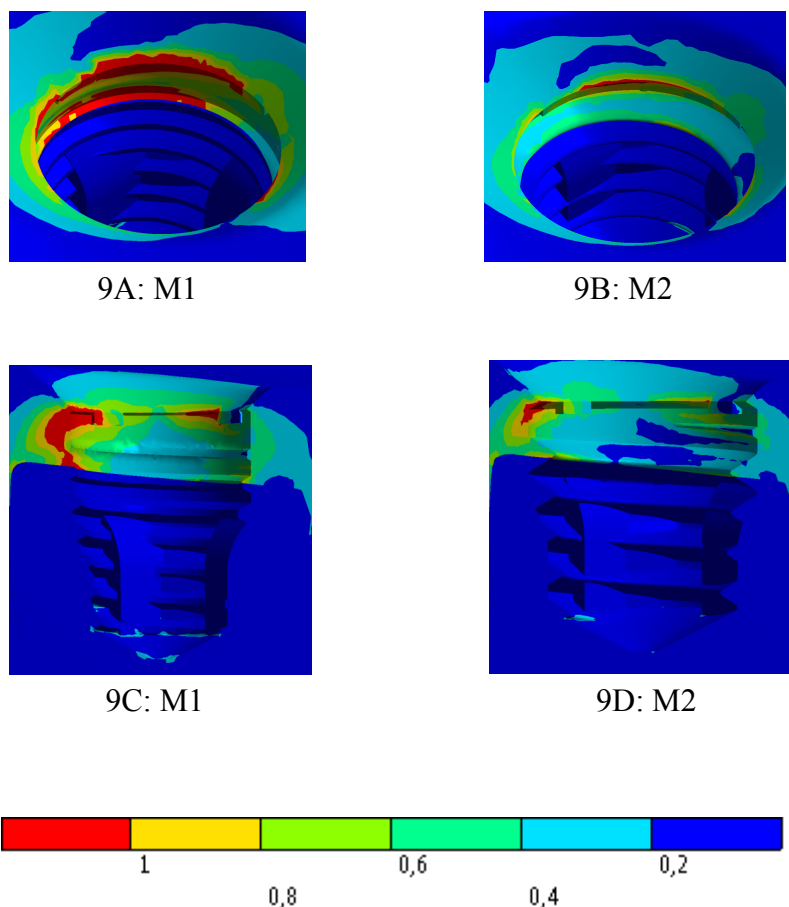
A figura 8 demonstra os resultados da análise qualitativa das tensões que incidiram no osso periimplantar diante de forças axiais sobre os modelos avaliados. Como o valor do limite de resistência do osso não foi ultrapassado em nenhum dos modelos sob forças axiais, o que observamos em vermelho são as regiões de picos de tensão e não zonas de reabsorção óssea.

FIGURA 8: VISTA EXTERNA E EM CORTE DOS RESULTADOS NO OSSO PERIIMPLANTAR SOB CARGA AXIAL. FIGURAS 8A e 8B: VISTA VESTÍBULO-OCCLUSAL. FIGURAS 8C e 8D: VISTA MESIAL.



A figura 9 demonstra os resultados da análise qualitativa das tensões que incidiram no osso periimplantar diante de forças oblíquas sobre os modelos avaliados. Como as tensões nos modelos ultrapassam o limite de resistência do osso, todas as regiões que observamos em vermelho sugerem zonas de reabsorção óssea.

FIGURA 9: VISTA EXTERNA E EM CORTE DOS RESULTADOS NO OSSO PERIIMPLANTAR SOB CARGA OBLÍQUA. FIGURAS 9A, 9B: VISTA VESTÍBULO-OCCLUSAL. FIGURAS 9C, 9D: VISTA MESIAL.



5.2 IMPLANTES

Os implantes foram analisados pelo critério de von Mises devido as características dúcteis do titânio (um material dúctil é aquele que se deforma sob tensão, antes de fraturar). Os resultados foram considerados proporcionalmente em relação ao limite de escoamento (tensão máxima antes de ocorrer deformação plástica) de 550 MPa para o titânio de grau quatro (MATWEB, 2016a).

A tabela 3 demonstra os resultados da análise quantitativa das tensões que incidiram nos implantes diante de forças axiais e oblíquas.

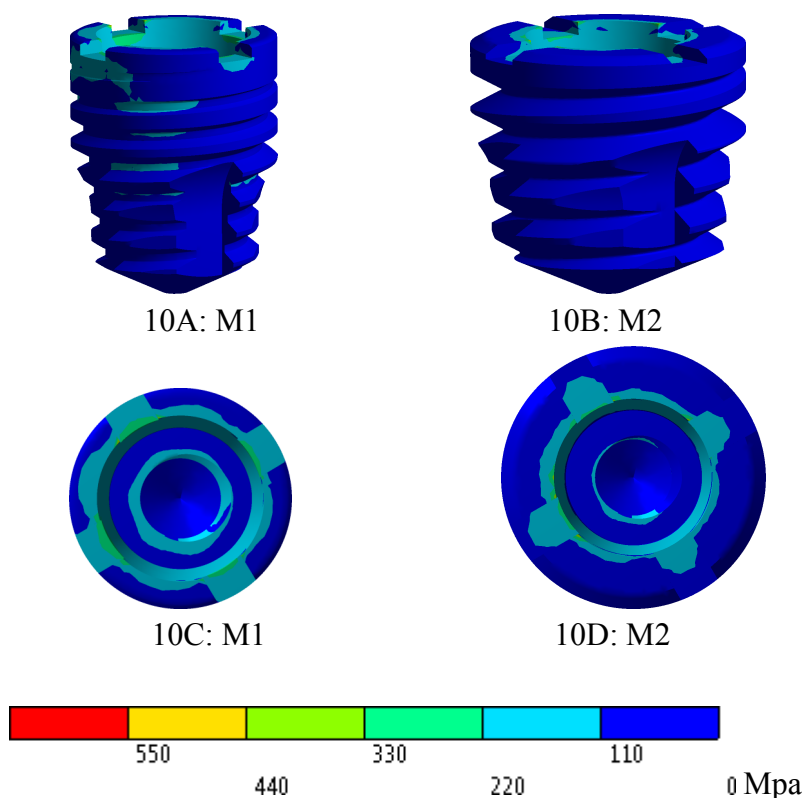
TABELA 3: RESULTADOS DOS VALORES DE PICOS DE TENSÃO NOS IMPLANTES SEGUNDO O CRITÉRIO DE VON MISES (EM MPa) E SEU PERCENTUAL EM RELAÇÃO AO LIMITE DE ESCOAMENTO DO TITÂNIO (550MPa).

Modelo	M1(4x5 mm)	M2(5x5 mm)
Carga axial	482,34/87%	427,22/77%
Carga oblíqua	1411,6/256%*	1615,9/294%*

* Valores acima de 550MPa sugerem deformações plásticas nos implantes.

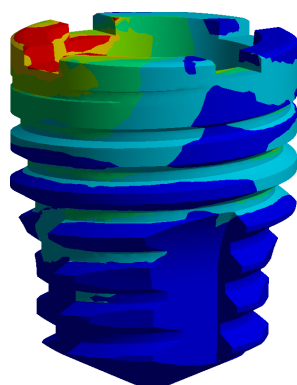
A figura 10 demonstra os resultados da análise qualitativa das tensões que incidiram nos modelos de implantes avaliados diante de forças axiais.

FIGURA 10: VISTA EXTERNA DOS RESULTADOS NOS IMPLANTES SOB CARGA AXIAL. FIGURAS 10A, 10B: VISTA VESTÍBULO-OCCLUSAL. FIGURAS 10C, 10D: VISTA OCLUSAL.

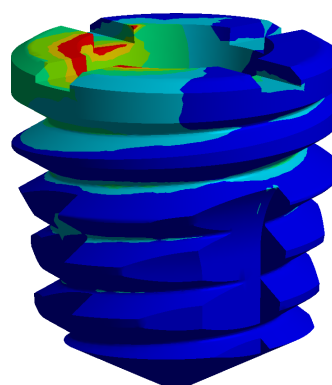


A figura 11 demonstra os resultados da análise qualitativa das tensões que incidiram sobre os modelos de implantes avaliados diante de forças oblíquas. As áreas observadas em vermelho sugerem deformações plásticas.

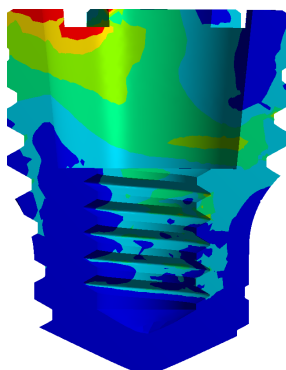
FIGURA 11: VISTA EXTERNA E EM CORTE DOS RESULTADOS NOS IMPLANTES SOB CARGA OBLÍQUA. FIGURAS 11A, 11B: VISTA VESTÍBULO-OCCLUSAL. FIGURAS 11C, 11D: VISTA EM CORTE. FIGURAS 11E, 11F: VISTA OCLUSAL.



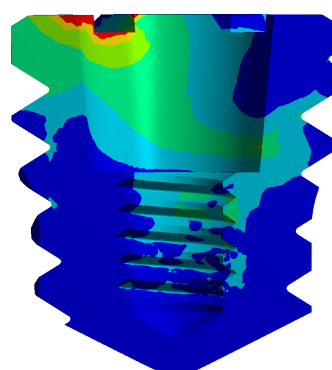
11A:M1



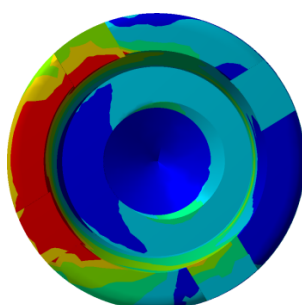
11B:M2



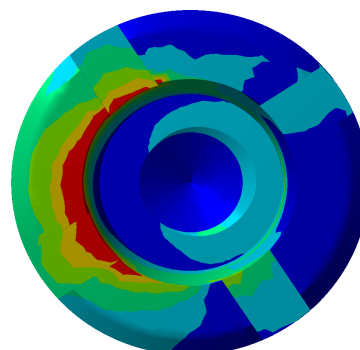
11C:M1



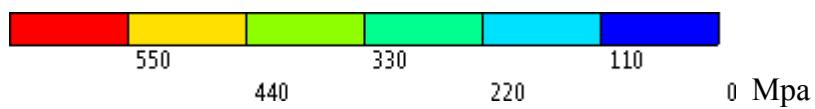
11D:M2



11E:M1



11F:M2



6. DISCUSSÃO

O sucesso dos implantes não dependem somente de osseointegração adequada, mas também de aspectos biomecânicos (de MORAES et al., 2013). Diâmetro e comprimento dos implantes e seus efeitos ao osso circundante têm sido estudados, porém levando-se em conta uma situação ideal no tamanho da coroa; e isso pode alterar os resultados na distribuição das tensões.

Decidimos simular as coroas dos implantes curtos com tamanhos aumentados, pois deve-se lembrar que seguido das perdas dentárias sempre há perda de tecido ósseo, e isso inevitavelmente leva à necessidade de próteses sobre implantes longas. Esse fator pode ter influenciado o aumento das tensões observadas nos modelos M1 e M2, pois o aumento da altura da coroa funciona como um braço de alavanca sob cargas não axiais ou oblíquas aumentando significativamente a concentração de tensão no implante e tecido ósseo (MISCH et al., 2005; MISCH et al., 2006; VERRI et al., 2015; MORAES et al., 2015), e segundo Bidez, (2008), devido ao efeito alavanca, ao aumentar 1mm o comprimento da coroa, a tensão pode aumentar em até 20%. Estudos como Schulte et al. (2007), apontam que falhas ocorreram na proporção de 1.4:1, entre coroas longas e normais.

Em opinião contrária, alguns autores (TAWIL et al., 2006; BIRDI et al., 2010) consideram que a proporção coroa-implante não afeta o sucesso dos implantes curtos. Rokni et al. (2005) também concluíram que não houve diferença significativa em perda óssea periimplantar devido à proporção implante e prótese sobre implante, desde que a oclusão tenha sido cuidadosamente ajustada e os contatos oclusais posicionados o mais próximo possível do eixo longitudinal dos implantes, minimizando as forças oblíquas.

6.1 DIÂMETRO DO IMPLANTE

Nossa primeira consideração quanto a esta questão é a diferença da inserção óssea de cada modelo, observada na tabela 1. Observamos no modelo M2 que ao aumentarmos o diâmetro para 5mm, conseguimos obter uma maior área de contato em osso cortical, aumentando de 17,6mm² para 26,5mm².

Como as tensões são transmitidas ao tecido ósseo na região das primeiras espiras dos implantes, um aumento do diâmetro dissipa melhor a força mastigatória, diminuindo a tensão ao redor do pescoço do implante e no osso marginal. Este achado está de acordo com (PIERRISNARD et al., 2003; HIMMLOVÁ et al., 2004, BAGGI et al., 2008; QIAN

et al., 2009; DING et al., 2009; ANITUA et al., 2010; KHEIRALLA e YOUNIS 2014; KIM et al., 2014), que concluíram que se uma boa ancoragem cortical no uso dos implantes curtos é conseguida, o fator comprimento torna-se secundário, e assim, sua aplicabilidade apresenta-se bastante viável e encorajadora.

Esse fato foi observado no trabalho de Baggi et al. (2013), onde relataram que o aumento do diâmetro em 20% reduziu os valores de pico de tensão em cerca de 27%. E ao aumentar em 60% o comprimento, os picos de tensão reduziram apenas 16%, concluindo que o fator diâmetro exerce maior influência na distribuição de cargas, tornando-as mais homogêneas.

6.2 CARGA AXIAL

Houve uma tendência de maior concentração de tensões na região coronal dos implantes e marginal/cervical do tecido ósseo independentemente do diâmetro do implante. Estes resultados estão em concordância com diversos autores (PAPAVASILIOU et al., 1996; STEGAROIU et al., 1998; PIERRISNARD et al., 2003; KOCA et al., 2005; ZAMPELIS et al., 2007; BAGGI et al., 2013; KIM et al., 2014).

Ao avaliarmos os resultados no osso periimplantar, observamos que houve uma razoável variação da intensidade das tensões nos modelos analisados. Comparando-se o modelo M2 com M1, o aumento de 1mm no diâmetro do implante ocasionou uma diminuição de 143% da tensão transmitida ao osso.

Apesar dessa variação de tensão, nenhum dos modelos analisados ultrapassou o limite de resistência do tecido ósseo, sugerindo que sob cargas axiais, os implantes curtos foram capazes de transmitir as tensões sem gerar danos ao osso circundante. Isso também foi verificado e demonstrado em estudos *in vivo*, em que autores obtiveram bons resultados clínicos com o uso de implantes de comprimento inferior a 10mm (TAWIL et al., 2006; FUGAZZOTTO, 2008; ANITUA e ORIVE, 2010; RAVIV et al., 2010; SÁNCHEZ-GARCÉS et al., 2010).

Podemos observar que os picos de tensão foram maiores na região lingual. Isso provavelmente ocorreu devido à curva de Wilson, que faz com que o implante seja posicionado com uma leve inclinação para lingual, e também devido a posição tridimensional dos pontos de contato, onde dois deles estão em vertentes vestibulares (cúspides lingual e vestibular) e somente um em vertente lingual (cúspide vestibular).

Analisando as tensões nos implantes avaliados, observa-se picos de tensão semelhantes entre os modelos, com uma diferença máxima de 10% entre o modelo M1 e

M2. Essas concentrações de tensões ocorrem em zonas restritas, na região da conexão com o intermediário e terço cervical dos implantes. Transpondo essa situação para a clínica, não haveria comprometimento estrutural dos implantes, pois as tensões estão abaixo do limite de escoamento do titânio, o que indica uma vida útil longa dos implantes considerando a carga axial. Estes mesmos resultados foram encontrados por Nedir et al. (2004); Rokni et al. (2005) e Tawil et al. (2006).

6.3 CARGA OBLÍQUA

Apesar dos resultados favoráveis diante das cargas axiais, pouco se encontra na literatura sobre o real comportamento dos implantes curtos frente às exigências associados às próteses sobre implantes de proporções aumentadas, juntamente com forças oclusais de incidência oblíqua, tal como ocorrem na cavidade bucal. Esse é um dos diferenciais do nosso estudo, onde além de simularmos as forças axiais, simulamos forças oblíquas em implantes curtos associados a coroas com tamanhos aumentados.

As cargas oblíquas geradas na presente simulação, seriam condizentes com a força oclusal dentro de limites normais ou fisiológicos em aplicação prática em pacientes. Os picos de tensões se localizaram na região lingual tanto no osso como nos implantes, devido a direção de incidência das cargas oblíquas serem no sentido vestibulo lingual.

Analizando o tecido ósseo, observamos picos de tensões com valores superiores ao limite de resistência do tecido ósseo nos dois modelos, sugerindo um processo de reabsorção óssea na região de crista marginal, compatível com as primeiras espiras dos implantes, podendo ser observado nas regiões em vermelho da figura 9. Estes resultados vão de encontro com a pesquisa de Barbier et al. (1998), onde concluem que o componente de tensão horizontal é o grande responsável pelos eventos de reabsorção óssea. Kheiralla e Younis (2014), também observaram um aumento considerável nos valores de tensão sob carga oblíqua.

Ao analisarmos os implantes, podemos observar picos de tensão com valores superiores ao limite de escoamento (ponto que se ultrapassado, começa haver deformação plástica) do titânio, sugerindo para o modelo M2 uma pequena deformação na plataforma do implante (figura 11), limitada à região de ângulo vivo formada entre cone interno e plataforma do implante. Acreditamos que o que ocorreria em situações clínicas seria um pequeno arredondamento desse ângulo sem prejuízo estrutural do implante.

Contudo, o modelo M1 apresentaria deformações plásticas por toda a extensão lingual da plataforma do implante (figura 11), o que provavelmente ocasionaria sob

esforço mastigatório cíclico uma deformação estrutural da parede ao redor do intermediário e uma vida útil significativamente menor que os demais implantes, além de comprometimento da retenção do intermediário antes da possível fratura do implante. Diante disso sugerimos que cargas não-axiais são mais danosas aos implantes do que as cargas axiais, fato também observado por diversos autores (CANAY et al., 1996; BARBIER et al., 1998; ISIDOR 2006; CHUN et al., 2006; KHEIRALLA e YOUNIS, 2014).

O ensaio biomecânico sobre proporção de coroa realizado por Kwan et al. (2004), demonstrou que só houve deslocamento da coroa de maior altura nas cargas oblíquas. Fugazzoto et al. (2004), observaram que condições desfavoráveis de proporção coroa/implante, associadas a hábitos parafuncionais, poderiam ser extremamente críticas levando a falhas e perda da função.

Para minimizar este efeito negativo e possível dano sob forças laterais, como já constatado por Eskitascioglu et al. (2004) e Lin et al. (2008), há uma grande importância no correto ajuste oclusal e adequado balanceamento das cargas oclusais, diminuição da altura de cúspides e redução da mesa oclusal da coroa, com o intuito de reduzir as forças de incidência oblíqua, amenizando as tensões geradas e transmitidas tanto ao osso como aos implantes.

Assim, pacientes com estado patológico de oclusão, como um eventual bruxismo, necessitam de cuidadosa avaliação previamente a instalação de próteses sobre implantes, em especial de dimensões aumentadas, aliadas a implantes curtos. Isso se faz indispensável, já que uma eventual sobrecarga nestes implantes podem gerar tensões que ultrapassam o limite de escoamento do implante, e que vão além do limiar fisiológico do osso circunjacente, gerando processos de reabsorção óssea.

6.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Devemos salientar que ao instalar este modelo de implante curto (Neodent WS[®]), deve-se procurar um posicionamento ideal do implante para que a saída do parafuso protético se de na região oclusal da coroa, pois este modelo de implante não possui pilares angulados para a correção do posicionamento.

Levando em conta que a distribuição das forças oclusais assim como sua orientação são de suma importância para a correta biomecânica e dissipação das tensões aos tecidos periimplantares visando a longevidade de todo o sistema de forma que não

acarrete a uma situação potencialmente lesiva, surge a dúvida em se esplintar (unir) ou não implantes adjacentes. Grossmann et al. (2005) fizeram uma série de considerações a respeito, defendendo a ideologia de que há situações específicas para se unir os implantes por meio das próteses implanto-suportadas para que realmente se tenha vantagens significativas. Misch et al. (2006) e Annibali et al. (2012) também realizaram vasto estudo de acompanhamento clínico, chegando a conclusão de que a esplintagem de implantes curtos em áreas posteriores é bem indicada para a preservação da reabilitação, associando-a a um bom controle oclusal e de distribuição de forças.

Desta forma sugerimos mais estudos com o uso do MEF para se comparar o comportamento de implantes curtos unidos (esplintados) e unitários para melhor avaliação dos resultados e futura aplicação clínica.

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados desta simulação, podemos concluir que o uso de implantes de maior diâmetro, possuem um melhor desempenho para dissipar as forças oriundas da mastigação e assim reduzir a tensão nas paredes do implante e no osso circunjacente. A indicação no uso de implantes curtos unitários deve ser cautelosa, e quando necessária, o planejamento protético e cirúrgico deve ser rigoroso, no que diz respeito ao favorecimento de cargas oclusais ou axiais, e na eliminação de cargas oblíquas.

REFERÊNCIAS

- Akça K, Cehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. **Med Bio Eng Comput.** 2006; 44(7):527-35.
- Albrektsson T. et al. Osseointegrated titanium implant. Requiriments for long lasting, direct to bone-to-implant anchorage in man. **Acta Orthopaedica Scandinavia.** 1981; 52: 155-170.
- Anitua E, Orive G. Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. **J Periodontol.** 2010; 81(6):819-26.
- Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 2010; 30(1):89-95.
- Annibali S. Short dental implants: A systematic review. **J Dent Res.** 2012; 91(1):25-32.
- Aradya A, Kumar UK, Chowdhary R. Influence of different abutment diameter of implants on the peri-implant stress in the crestal bone: A Three-dimensional finite element analysis - In vitro study. **Indian J Dent Res.** Jan-Feb 2016; 27(1):78-85.
- Baggi L, Cappelloni I, Girolamo MD, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A threedimensional finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry.** 2008; 100(6):422-31.
- Baggi L, Di Girolamo M, Vairo G, Sannino G. Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance. **Comput Math Methods Med.** 2013; 2013:250929.
- Bahat, O. Brånemark System implants in the posterior maxilla: Clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000; 15(5):646-653.
- Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van Der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dor. **Journal of Oral Rehabilitation.** 1998; 25(11):847-858.
- Barreto BC. et al. Short fibre-reinforced composite for extensive direct restorations: a laboratory and computational assessment. **Clin Oral Investig.** Jun 2016; 20(5):959-66.
- Bayraktar HH. et al. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. **J Biomech.** Jan 2004; 37(1):27-35, ISSN 0021-9290.
- Bidez MW, Misch CE. Clinical biomechanicsin implant dentistry. In: Misch CE. **Contemporary implant dentistry:** 3. Ed. St. Louis: Mosby, 2008: 543 - 555.

Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang SK. Crown-to-implant ratios of short-length implants. **J Oral Implantol** 2010; 36: 425-433.

Blatt M, Butignon LE, Bonachela WC. Análise por elementos finitos aplicados a Implantodontia – uma nova realidade do virtual para o real. **Innov Implant J.** 2006; 1(2):53-62.

Borie E. et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. **Int J Oral Maxillofac Implants.** Jan-Feb 2016; 31(1):101-10.

Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 1988; 3:85-97.

Camargos Gde V. et al. Prosthetic abutment influences bone biomechanical behavior of immediately loaded implants. **Braz Oral Res.** May 31 2016; 30(1).

Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. **Quintessence Int.** 1996; 27(9):591-8.

Cehreli M, Duyck J, DE Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. **Clin Oral Implants Res** 2004; 15:249-257.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2006; 21(2):195-202.

Das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, Prado CJ, Neto AJF. Short implants – an analysis of longitudinal studies. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.** 2006 21(1): 86-93.

de Moraes SL, Verri FR, Santiago JF Jr, Almeida DA, de Mello CC, and Pellizzer EP. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. **Braz Dent J.** 2013; 24: 635–64.

DeLong R, Douglas WH. An artificial oral environment for testing dental materials. **IEEE Trans Biomed Eng.** Apr 1991; 38(4):339-45. ISSN 0018-9294.

Diana HH. et al. Stress Distribution in Roots Restored with Fiber Posts and An Experimental Dentin Post: 3D-FEA. **Braz Dent J.** Apr 2016; 27(2):223-7.

Ding X, Liao S, Zhu X, Zhang X, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. **Clinical Implant Dentistry and Related Research.** 2009; 11(4):279-87.

Eser A, Aka K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2009; 24(3):439-446.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2004; 91(2):144-50.

Ferrario VF. et al. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. **J Dent**. Aug 2004; 32(6):451-7. ISSN 0300-5712.

Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Branemark PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Branemark implants. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**. 2000; 2(4):184-89.

Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. **Anat Rec**. Sep 1987; 219(1):1-9. ISSN 0003-276X

Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function: a retrospective study. **J Periodontol** 2004; 75:327-332.

Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. **The International Journal of Oral e Maxillofacial Implants**. 2008; 23(3):487-496.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent**. 2001; 85(6):585-598.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2003; 90(2):121-32.

Greenstein G, Tarnow D. The mental foramen and nerve: clinical and anatomical factors related to dental implant placement: a literature review. **J Periodontol**. Dec 2006; 77(12):1933-43. ISSN 0022-3492

Gross MD. Occlusion in implant dentistry: a review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. **Aust Dent J** 2008; 53:S60-S68.

Grossmann Y, Finger IM, Block MS. Indications for splinting implants restorations. **Journal of Oral Maxillofacial Surgery**. 2005; 63(11):1642-52.

Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2002; 87(5):528-35.

Hart RT, Davy DT, Heiple KG. A computational method for stress analysis of adaptive elastic materials with a view toward applications in strain-induced bone remodeling. **J Biomech Eng**. Nov 1984; 106(4):342-50. ISSN 0148-0731.

Hidaka O. et al. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area and average bite pressure. **J Dental Res.** 1999; 7(78):136-44.

Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. **J Prosthet Dent** 2004; 91(1):20-25.

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J Prosthet Dent.** Feb 1996; 75(2):140-7. ISSN 0022-3913.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin Oral Impl Res.** 2006; 17(2):8-18.

Jemt T, Karlsson S, Hedegard B. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. **J Prosthet Dent.** Dec 1979; 42(6):669-73, ISSN 0022-3913.

Jorn D. et al. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. **J Prosthet Dent.** Aug 2014; 112(2):340-8. ISSN 1097-6841.

Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. **Eur J Prosthodont Restor Dent.** 2009; 17(2):50-57.

Kheiralla LS, Younis JF. Peri-implant biomechanical responses to standard, short-wide, and mini implants supporting single crowns under axial and off-axial loading (an in vitro study). **J Oral Implantol.** Feb 2014; 40(1):42-52.

Kim S, Kim S, Choi H, Woo D, Park YB, Shim JS, Kim HS, Lee KW. A three-dimensional finite element analysis of short dental implants in the posterior maxilla. **Int J Oral Maxillofac Implants.** Mar-Apr 2014; 29(2):e155-64.

Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterial region of the sinus floor. **J Prosthet Dent** 2005; 93(1): 38-44.

Korioth TW. et al. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. **J Biomech.** Jun 1997; 30(6):631-3. ISSN 0021-9290.

Kwan N, Yang S, Guillaume D, Aboyoussef H, Ganz SD, Weiner S. Resistance to crown displacement on a hexagonal implant abutment. **Implant Dent** 2004; 13:112-119.

Lee JH, Frias V, Lee KW. et al. Effect of implant size and shape on implant success rates. A literature review Apud. Misch, C. E. **Prótese sobre implantes.** Editora Santos, 2006, p. 14.

Lin C, Wang J, Chang W. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. **Clin Oral Impl.** 2008; 19(1):107-17.

Lin D. et al. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. **J Mech Behav Biomed Mater.** Oct 2009; 2(5):410-32. ISSN 1878-0180 (Electronic).

Marcián P, LiborBorák, Valášek J, JozefKaiser, Florian Z, JanWolff. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone – _a feasibility study. **Journal of Biomechanics.** 47 (2014). 3830–3836.

Matweb. **Matweb Titanium Grade 4** Matweb, Material Property Data 2016a.

Matweb. **Matweb Titanium Ti-6Al-4V (Grade 5), Annealed** Matweb, Material Property Data 2016b.

Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM et al.. Consensus conference panel report: crown-height space guidelinesfor implant dentistry-part 1. **Implant Dent** 2005; 14:312-318.

Misch CE. Short dental implants: a literature review and rationale for use. **Dent Today.** 2005; 24:64-6,68.

Misch CE. Divisions of available bone. In: Misch, C. E. Ed. **Contemporary Implant Dentistry.** St. Louis: the CV Mosby Company, 1993; 7:725-8.

Misch CE, Perel ML, Wang HL. et al. Implant success, survival, and failure: **the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference,** Mar, 2008; 17(1):5-15.

Misch C. et al. Short dental implants in posterior partial edentulism: A multicenter retrospective 6-year case series study. **Journal of Periodontology,** 2006; 77:1.340-1.347.

Moraes SL, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF Jr, and Silva JV. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. **Comput Methods Biomech Biomed Engin.** 2015; 18: 689–696

Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. **Clin Oral Implants Res.** Feb 2006; 17(1):67-74. ISSN 0905-7161.

Nedir R, Bischof M, Briaux JM, Beyer S, Szmukler-Moncler S, Bernard JP. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. **Clin Oral Implants Res.** 2004; 15(2):150–7.

Neves, F. et al. Short implants – An analysis of Longitudinal studies. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2006; 21:86-93.

Ning Kang, Yan-yun Wu, Ping Gong, Li Yue, Guo-min Ou. A study of force distribution of loading stresses on implantebone interface on short implant length using 3-dimensional finite element analysis. **Oral and maxillofacial surgery.** Nov, 2014; 519-523.

Oh TJ, Yoon J, Mish CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? **J Periodontol.** 2002; 73(3):322–33

Ohashi T, Matsunaga S, Nakahara K, et al. Biomechanical role of peri-implant trabecular structures during vertical loading. **Clin Oral Investig.** 2010; 14:507-513.

Osman RB, Elkhadem AH, Ma S, et al. Finite element analysis of a novel implant distribution to support maxillary overdentures. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2013; 28:1-10.

Papavisioliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis, and loading during function. **J Prosthe Dent.** 1996; 76:633-640.

Pellizzer EP, Verri FR, Falc.N-Antenucci RM, Noritomi PY. A visão biomecânica dos implantes de encaixe externo e interno. In: Carvalho PSP, coord. **Osseointegração: visão contemporânea da implantodontia.** São Paulo: Quintessence; 2009:165-184.

Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. **Clin Oral Impl.** 2005; 16(4):486-94.

Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. **Clinical Implant Dentistry and Related Research.** 2003; 5(4):254-62.

Qian L, Todo M, Matsushita Y, Koyano K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2009; 24(5):877-86.

Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1995; 10(3):326-34.

Rasouli-Ghahroudi AA. et al. Evaluation of Platform Switching on Crestal Bone Stress in Tapered and Cylindrical Implants: A Finite Element Analysis. **J Int Acad Periodontol.** Jan 2015; 17(1):2-13.

Raviv E, Turcotte A, Harel-Raviv M. **Short dental implants in reduced alveolar bone height. Quintessence International.** 2010; 41(7):575-9.

Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoiah M, Adegbenbo A, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. **Int J Oral Maxillofac Impl.** 2005; 20(1):69-76.

Sánchez-Garcés MA, Costa-Berenguer X, Gay-Escoda C. Short implants: a descriptive study of 273 implants. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2010; DOI:10.1111/j.1708-8208.2010.00301.x.

Schrotenboer J. et al. Effect of platform switching on implant crest bone stress: a finite element analysis. **Implant Dent.** Jun 2009; 18(3): 260-9. ISSN 1538-2982.

Schulte J, Flores AM, Weed M. Crown-to-implant ratios of single tooth implantsupported restorations. **J Prosthet Dent** 2007; 98:1-5.

Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. **Int J Prosthodont**. 1993; 6(2):106–17.

Stegarioiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implants: a threedimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofacial Impl** 1998;1 3:781-790.

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3- dimensional finite element analysis. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**. 2003; 18(3):357-68.

Tawil P, Tawil G. Short implants in deficient posterior jaws: current knowledge. **Implant dentistry**. 2009; 46(1):9-16.

Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. **The International Journal of Oral Maxillofacial Implants**. 2006; 2(2):275-82.

Taylor D, Hazenberg JG, Lee TC. Living with cracks: damage and repair in human bone. **Nat Mater**. Apr 2007; 6(4):263-8. ISSN 1476-1122.

Toman M. et al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. **Quintessence Int**. Sep 2015; 46(8):691-6.

Uv H, Wk T. Experimental evaluation of different fillers in dental composites in terms of mechanical properties. **ARPN J Eng Appl Sci**. 2012; 7(2):147-51.

Vasco M. et al. A method for constructing teeth and maxillary bone parametric model from clinical CT scans. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization**, 2014.

Verri FR, Junior JFS, Almeida DAF, Oliveira GBB, Batista VES, Honório HM, Noritomi PY, Pellizzer EP. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. **Journal of Biomechanics**. 2015; 48:138–145.

Wakabayachi N. et al. Nonlinear finite element analysis: Advances and challenges in dental applications. **J Dent**. 2008; 6:463-471.

Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor quality bone: a numeric analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2002; 17:231-237.

Wiskott H, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. **Clin Oral Implants**

Research. 1999; 10:429-444.

Zampelis A, Rangert B, MechEng, Heiji L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. **J Prosthet Dent.** 2007; 97(6):535-543.

Zarone F. et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent Mater.** Nov 2006; 22(11):1035-44. ISSN 0109-5641.

ANEXO-I

TERMO DE APROVAÇÃO

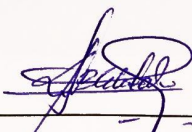
RAFAEL EVARISTO DA CRUZ

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO

ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES CURTOS COM
COROAS LONGAS ATRAVÉS DO MÉTODO DE ELEMENTO FINITO – 3D

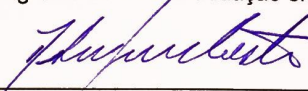
Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de mestre no Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná, pela seguinte Banca Examinadora:

Orientador:



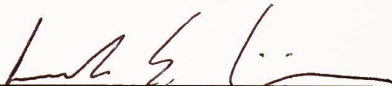
Prof. Dr. Nelson Luis Barbosa Rebellato

Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UFPR



Prof. Dr. Delson João da Costa

Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UFPR



Prof. Dr. Leandro Eduardo Klüppel

Departamento de Anatomia, UFPR

ANEXO-II

CONFIRMAÇÃO DE SUBMISSÃO

ScholarOne Manuscripts

12/06/16 22:49

ScholarOne Manuscripts™

Rafael da Cruz ▾

[Instructions & Forms](#)[Help](#)

Brazilian Dental Journal

[Main Menu](#) / [Author Dashboard](#) / [Submission Confirmation](#)

Submission Confirmation

Thank you for your submission

Submitted to Brazilian Dental Journal

Manuscript ID BDJ-2016-1130

Title EVALUATION OF TENSION DISTRIBUTION IN DIFFERENT IMPLANT SIZES: A 3-D FINITE ELEMENT ANALYSIS

Authors da Cruz, Rafael
Corso, Paola
Patussi, Cleverson
Scariot, Rafaela
Rebellato, Nelson
Costa, Delson

Date Submitted 12-Jun-2016

ANEXO-III**ARTIGO****EVALUATION OF TENSION DISTRIBUTION IN DIFFERENT IMPLANT
SIZES: A 3-D FINITE ELEMENT ANALYSIS**

*Artigo formatado segundo as normas da revista *Brazilian Dental Journal*.

SUMMARY:

Short implants are commonly used in implantology in mandibular posterior region, when its near to important anatomic structures. Due to absence of periodontal ligament, the masticatory load is transmitted directly to the bone tissue, leading to some consequences as impact alteration or bone reabsorption. The finite element analysis (FEA) is an accurate method to evaluate this important changes. The aim of this study was to evaluate increased crowns dimensions supported by short implants, subjected to loads of axial and oblique incidence, maintaining a standard occlusal plane. Three standard models are created to simulate different highs in different implants size. In the axial force the decrease of implant length and increase of prothesis height lead to a maximum tension until 350%. In the oblique force, were maximum tension with superior values of resistance limit of the bone tissue, at the first turns in the short implants, suggesting bone resorption. We concluded that the use of short implants may be considered an alternative to limited bone height in posterior mandibular region even when the prosthetic parameters exceed normal values since occlusal adjustments be made to minimize the maximum incidence of oblique forces.

KEY WORDS: finite element analysis, dental implants, bite force

INTRODUCTION:

Short implants in the posterior mandible are being increasingly used in implantology in critical areas where there is a proximity to the inferior alveolar nerve. These are considered an alternative to minimize the need for invasive surgical procedures such as bone grafting and lateralization of the mandibular nerve (1,2).

Due to absence of periodontal ligament, the interface is straightforward and rigid. Therefore, the load applied to the whole implant / prosthesis is transmitted directly to the bone tissue (3). Thus, there is a need to compare quantitative and qualitative behavior of implants, regarding the distribution of stresses.

The finite element analysis (FEA), has a great importance in the prediction of a system failure by identifying the problem in the early stages of design (4). Some advantages are the high level of accuracy, repeatability, ease of application in different boundary and loading conditions and possibility of mechanical changes properties, including the analysis of the behavior material modification under a load (5).

Some studies with FEA and short implants have been reported in the literature (6-8), however little is explored about the influence of the crown/implant ratio survival of these implants or protocols to define what would be acceptable.

The aim of this study was to reproduce a routine clinical situation and little evaluated by other authors for FEA: increased crowns dimensions supported by short implants, subjected to loads of axial and oblique incidence, maintaining a standard occlusal plane. There was interest in observing the behavior of extremely short implants and implant-supported oversized prostheses.

MATERIAL AND METHODS:

In this study a mandibular tridimensional model was used available for academic researches (9). The necessary geometric alterations was realized by the CAD SolidWorks® 2015 software (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA).

For establish the mandibular support zone was determined the masticatory muscles insertion regions and the posterior shave maintaining a distance of 2mm between the implant apex and the inferior alveolar nerve.

All models were placed in the 36 element region presenting unit metaloceramic

crown screwed comprise of chrome cobalt infrastructure and abutment with at least 0.3mm thickness and feldspathic 1mm of porcelain. The anti-rotational titanium abutment for screwed unit prosthesis with transmucosal height of 0.8mm and 4.8mm platform was used.

Some variables were standardized:

- Model M1 (control): Morse Taper implant connection, commercial standard Titamax® CM (Neodent®, Curitiba, Brazil), 4mm diameter and 11mm length.
- Model M2: Morse Taper implant connection, commercial standard Titamax® WS CM (Neodent®, Curitiba, Brazil), 4mm diameter and 5mm length.
- Model M3: Morse Taper implant connection, commercial standard Titamax® WS CM (Neodent®, Curitiba, Brazil), 5mm diameter and 5mm length.

Two force patterns was applied in each model: a axial incidence with parallel vector to the long axis of the element and on the upper portion of the structure simulating the antagonist teeth; and the other one with oblique incidence with vector in buccolingual direction, making a 45° angle with the occlusal plane.

The number of nodes / elements range to 969.490/595.475 from 1.108.172/679.646. All models were settled by the Windows® 7 64 bits, Intel® processor I7 920, 24 Gb RAM memory.

RESULTS

The results were recorded, evaluated and compared graphically and numerically for qualitative and quantitative analysis. We noted in Table 1, the area of cortical bone insertion, medullary and total for the three models analyzed.

Periimplantar Bone

Table 2 shows the results of quantitative analysis of the tensions that involved the periimplantar bone against axial and oblique forces in the 3 models evaluated.

.Figure 1 shows the results of qualitative analysis of the tensions that involved the periimplantar bone facing axial forces and Figure 2 oblique forces.

Implants

Table 3 shows the results of quantitative analysis of the tensions focused on implants in axial and oblique forces.

Figures 3 and 4 show the results of qualitative analysis of rated voltages on the axial and oblique forces respectively.

DISCUSSION

When analyzing the results of this simulation, one should consider that depending on the comparison between models, different variation factors can affect the outcome simultaneously. Thus, the comparison of the implant tensions between M1 and M2, we use implant length and crown height, not being possible separate the individual impact of each factor in the results. On the other hand, when M2 compared with M3 we use just the diameter variable.

The biomechanics relationship of the crown height is associated to the mechanical lever. Although controversial (10), when it increases 1 mm of length of the crown, the force inside can increase up to 20% (11); this may introduce a significant increase in tension in the implant and the surrounding bone crest, when its is subjected to lateral forces (12). A study (13) shows that failures occurred at a ratio of 1.4: 1 between normal and long crowns.

Axial Incidence

There was a tendency of greater concentration of tensions in the coronal area of implants and marginal bone tissue, regardless of the implant length. These results corroborate other findings in literature (14-17).

When evaluating the results in peri-implant bone, we noted in Table 2 that there was a reasonable variation of intensity of the stresses in the analyzed models. When M2 and M1 are compared the decrease in length of the implant and increased height prostheses caused the increase of the maximum tension in 350%.

The increased diameter of the implant comparing the model M3 to M2, caused a decrease of 143% of the tension transmitted to the bone in relation to M1.

Although this tension variation, any of the analyzed models exceeded the tensile strength of bone tissue, suggesting that under axial forces, short implants can transmit tension without causing damage to the surrounding bone. This has also been verified and demonstrated in other studies *in vivo*, in which authors have obtained good clinical results with the use of implants length lower than 10 mm (18-20).

In Table 3 is possible to note similar maximum tensions in all models with a maximum difference of 18% between M1 and M3 model. These stress concentrations occur in restricted areas, as the connection of the abutment and cervical third. Overcoming this situation to the clinic, there would be no structural commitment process because the tensions are below the titanium yield strength, which it indicates a long life of implants considering the axial force only. These same results were found in other studies (2, 21,22).

Oblique Incidence

Little is found in the literature about the actual short implants behavior associated to the increased implant-supported prosthesis proportions along the occlusal forces of oblique incidence, such as occur in the oral cavity. Oblique forces generated in this simulation would be consistent with the occlusal force within normal or physiological limits.

Analyzing the bone tissue, is observed in Table 2 that the model M1 approaches but does not exceed the resistance limit bone. Since the models 2 and 3, is observed maximum tensions with values above the bone tissue tensile strength, suggesting a bone resorption process in the region of marginal ridge compatible with the first turns of the implants (Figure 8). These results agreed with other researches, which conclude that the horizontal force component is largely responsible for the increased tension and bone resorption events (8, 23).

In table 3, the maximum tensions presented higher values than the yield strength limit of titanium in all models analyzed (point which if exceeded occur plastic deformation), suggesting to the M1 and M3 models a small deformation in structure of the implant (Figure 10), limited to the region of acute angle formed between inner cone and the implant platform. In the M2 model a deformation of

larger proportions is noted could lead to an impairment of the abutment retention before possible implant fracture.

Therefore, as noted by Eskitascioglu *et al.* and Lin *et al.*, there is a great importance of occlusal adjustment to balance the occlusal forces, in order to minimize the forces of oblique incidence, easing the tensions generated and transmitted to both the bone and implants.

Numerous factors can increase the mechanical load on the crown implant-supported, among them, the increase in crown height which works as a vertical cantilever under non-axial or oblique forces (12, 26). This was observed in our work, where we noted in M2 and M3.

Implant Diameter

Our first consideration in this matter is the difference of bone insertion in each model, seen in Table 1. The M3 model, in increasing the diameter to 5 mm, managed to get a larger contact area in cortical bone, even higher than in control model M1 ($M3 = 26,5\text{mm}^2$, $M1 = 23\text{mm}^2$). This is extremely advantageous because makes it possible to achieve improved primary stability in the implant, and can improve the distribution of stresses in the marginal bone because the greater tension distribution area, the smaller the maximum stresses (8,7).

Still as regards the contact area with the bone tissue, the comparison of model M2 with M1 had decreased by 54.55% in length of the implant, which caused a reduction of 62.85% of the bone-implant contact area. That is, each 1% variation in length took to 1.15% variation in bone-implant contact area. Comparing M3 with M2, we observed that for each 1% variation in diameter, we 1.57% of variation in the bone-implant contact area. These data suggest that changes in the diameter of implants entail in major changes in bone-implant contact surface area and consequently the reduction of tensions. Baggi et al. reported that the increased diameter at 20% reduced maximum tensions values about 27%. And the 60% increase in length, decreased only 16%.

The implant deformation region in M3 decreased considerably compared to the M2, almost equaling to the control model M1. In M2 there is an important deformation zone, due to the smaller thickness of the implant wall, becoming a fragile zone. Thus, patients with pathological state of occlusion, need careful

assessment especially in increased crown dimensions, combined with short implants.

General Considerations

Considering that the distribution of occlusal forces, as well as their orientation, are extremely important for proper biomechanics and tension dissipation to peri-implant tissues aiming longevity of the entire system also arises doubt on splinting or not adjacent implants. Grossmann *et al.* and Misch *et al.*, suggested splinting of short implants in posterior areas for the preservation of rehabilitation, associating it with a good occlusal control and distribution of forces. Thus we suggest further studies using the MEF to compare the behavior of united implants (splinted) and unitarians for better evaluation of the results and future clinical application.

Conclusion

The use of short implants may be considered an alternative to limited bone height in posterior mandibular region even when the prosthetic parameters exceed normal values, since occlusal adjustments be made to minimize the maximum incidence of oblique forces.

RESUMO

Implantes curtos são comumente usados em implantodontia na região posterior da mandíbula, próximo às estruturas anatômicas importantes. Devido à ausência de ligamento periodontal, a carga mastigatória é transmitida diretamente para o tecido ósseo, tendo como consequências variações de tensão e reabsorção óssea. A análise de elementos finitos (AEF) é um método preciso para avaliar estas importantes mudanças. O objetivo deste estudo foi avaliar coroas de dimensões aumentadas suportadas por implantes curtos, submetidas a cargas de incidência axial e oblíqua, mantendo um plano de oclusão padrão. Três modelos foram criados para simular os diferentes tamanhos dos implantes. Sob força axial a diminuição do comprimento do implante e aumento da prótese ocasionou um aumento da tensão máxima em até 350%. Sob força oblíqua, foram encontrados valores de tensão máxima superiores ao limite de resistência do tecido ósseo nas primeiras espiras dos implantes curtos, o que sugere um processo de reabsorção óssea. Concluiu-se que o uso de implantes curtos podem ser considerados uma alternativa à altura limitada do osso mandibular na região posterior, mesmo quando os parâmetros protéticos excedem os valores normais, desde que ajustes oclusais sejam feitos para minimizar a incidência de forças oblíquas.

REFERENCES

1. Neves, F. Et Al. Short Implants – An Analysis Of Longitudinal Studies. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, V. 21, P. 86-93, 2006.
2. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence Of Prosthetic Parameters On The Survival And Complication Rates Of Short Implants. *The International Journal Of Oral Maxillofacial Implants*. 2006 2(2):275-82.
3. Gross Md. Occlusion In Implant Dentistry: A Review Of The Literature Of Prosthetic Determinants And Current Concepts. *Aust Dent J*. 2008;53:S60-S68.
4. Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W. Et Al. Effect Of Implant Size And Shape On Implant Success Rates. A Literature Review Apud. Misch, C. E. *Prótese Sobre Implantes*. Editora Santos, 2006, P. 14.
5. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical Methods Applied In Dentistry: A Comparative Overview Of Photoelastic Examinations, Strain Gauge Measurements, Finite Element Analysis And Three-Dimensional Deformation Analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2009;17(2):50-57.
6. Ning Kang, Yan-Yun Wu, Ping Gong, Li Yue, Guo-Min Ou. A Study Of Force Distribution Of Loading Stresses On Implantebone Interface On Short Implant Length Using 3-Dimensional Finite Element Analysis. *Oral And Maxillofacial Surgery*. 2014 Nov; 519-523.
7. Marcián P, Liborborák, Valášek J, Jozefkaiser, Florian Z, Janwolff. Finite Element Analysis Of Dental Implant Loading On Atrophic And Non-Atrophic Cancellous And Cortical Mandibular Bone – _A Feasibility Study. *Journal Of Biomechanics*. 47 (2014) 3830–3836.
8. Kheiralla Ls, Younis Jf. Peri-Implant Biomechanical Responses To Standard, Short-Wide, And Mini Implants Supporting Single Crowns Under Axial And Off-Axial Loading (An In Vitro Study). *J Oral Implantol*. 2014 Feb;40(1):42-52
9. Vasco, M. A. A. Et Al. Utilização De Tomografias Computadorizadas De Baixa Resolução Para Construção De Modelos Geométricos Detalhados De Mandíbulas Com E Sem Dentes. *Revista Internacional De Métodos Numéricos Para Cálculo Y Diseño En Ingeniería Articles*, 2014.
10. Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang Sk. Crown-To-Implant Ratios Of Short-Length Implants. *J Oral Implantol* 2010; 36: 425-433.
11. Bidez Mw, Misch Ce. Clinical Biomechanicsin Implant Dentistry. In: Misch Ce. *Contemporary Implant Dentistry*:3. Ed. St. Louis: Mosby, 2008: 543 - 555.

12. Verri Fr, Junior Jfs, Almeida Daf, Oliveira Gbb, Batista Ves, Honório Hm, Noritomi Py, Pellizzer Ep. Biomechanical Influence Of Crown-To-Implant Ratio On Stress Distribution Over Internal Hexagon Short Implant: 3-D Finite Element Analysis With Statistical Test. *Journal Of Biomechanics*. 48 (2015) 138–145.
13. Schulte J, Flores Am, Weed M. Crown-To-Implant Ratios Of Single Tooth Implantsupported Restorations. *J Prosthet Dent* 2007;98:1-5.
14. Koca Ol, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-Dimensional Finite-Element Analysis Of Functional Stresses In Different Bone Locations Produced By Implants Placed In The Maxillary Posterial Region Of The Sinus Floor. *J Prosthet Dent* 2005 Jan;93(1): 38-44.
15. Zampelis A, Rangert B, Mecheng, Heiji L. Tilting Of Splinted Implants For Improved Prosthodontic Support: A Two-Dimensional Finite Element Analysis. *J Prosthet Dent* 2007 Jun;97(6):535-543.
16. Baggi L, Di Girolamo M, Vairo G, Sannino G. Comparative Evaluation Of Osseointegrated Dental Implants Based On Platform-Switching Concept: Influence Of Diameter, Length, Thread Shape, And In-Bone Positioning Depth On Stress-Based Performance. *Comput Math Methods Med*. 2013;2013:250929.
17. Kim S, Kim S, Choi H, Woo D, Park Yb, Shim Js, Kim Hs, Lee Kw. A Three-Dimensional Finite Element Analysis Of Short Dental Implants In The Posterior Maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Mar-Apr;29(2):E155-64.
18. Anitua E, Orive G. Short Implants In Maxillae And Mandibles: A Retrospective Study With 1 To 8 Years Of Follow-Up. *J Periodontol*. 2010 81(6):819-26.
19. Raviv E, Turcotte A, Harel-Raviv M. Short Dental Implants In Reduced Alveolar Bone Height. *Quitessence International* 2010 41(7):575-9.
20. Sánchez-Garcés Ma, Costa-Berenguer X, Gay-Escoda C. Short Implants: A Descriptive Study Of 273 Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 Doi:10.1111/J.1708-8208.2010.00301.X.
21. Nedir R, Bischof M, Briaux Jm, Beyer S, Szmukler-Moncler S, Bernard Jp. A 7-Year Life Table Analysis From A Prospective Study On Iti Implants With Special Emphasis On The Use Of Short Implants. Results From A Private Practice. *Clin Oral Implants Res*. 2004 15(2):150–7.

22. Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoiah M, Adegbembo A, Deporter D. An Assessment Of Crown-To-Root Ratios With Short Sintered Porous Surfaced Implants Supporting Prostheses In Partially Edentulous Patients. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 2005 20(1):69-76.
23. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van Der Perre G. Finite Element Analysis Of Non-Axial Versus Axial Loading Of Oral Implants In The Mandible Of The Dog. *Journal Of Oral Rehabilitation.* 1998 25(11):847-858.
24. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The Influence Of Occlusal Loading Location On Stresses Transferred To Implant-Supported Prostheses And Supporting Bone: A Three-Dimensional Finite Element Study. *The Journal Of Prosthetic Dentistry.* 2004 91(2):144-50.
25. Lin C, Wang J, Chang W. Biomechanical Interactions In Tooth-Implant-Supported Fixed Partial Dentures With Variations In The Number Of Splinted Teeth And Connector Type: A Finite Element Analysis. *Clin Oral Impl.* 2008 19(1):107-17
26. Misch, C. Et Al. Short Dental Implants In Posterior Partial Edentulism: A Multicenter Retrospective 6-Year Case Series Study. *Journal Of Periodontology*, V. 77, P.1.340-1.347, 2006.
27. Grossmann Y, Finger Im, Block Ms. Indications For Splinting Implants Restorations. *Journal Of Oral Maxillofacial Surgery.* 2005 63(11):1642-52.

TABLES

Table 1: cortical, medullary and total bone insertion (mm ²)			
	Model M1(4x11 mm)	Model M2(4x5 mm)	Model M3(5x5 mm)
Cortical Insertion	23	17.6	26.5
Medullary Insertion	174.8	55.9	76
Total Insertion	197.8	73.5	102.5

Table 2: Maximum force values in periimplantar bone according to mohr coulomb evaluation (mpa/mpa) and its percentage in relation to m1 (%).			
Model	M1(4x11 mm)	M2(4x5 mm)	M3(5x5 mm)
Axial Force	0.14/100%	0.49/350%	0.29/207%
Oblique Force	0.98/100%	2.85/291%*	1.69/172%*

We consider in Table 2 the value 1MPa/MPa to bone strength limit, then all that equal or exceed the value of 1 () means risk of bone resorption*

Table 3: Maximum values in implants according to von mises (mpa) and its percentage in relation to percentual in relation to the yield strenght of titanium (550 mpa).			
Model	M1(4x11 mm)	M2(4x5 mm)	M3(5x5 mm)
Axial Force	521.81/95%	482.34/87%	427.22/77%
Oblique Force	855.47/155%	1411.6/256%	1615.9/294%

The results were considered in proportion to the yield strength (maximum stress before plastic deformation occurs) of 550 MPa (MATWEB, 2016).

FIGURE LEGENDS

Figure 1: The bone strength limit value applied was not exceeded in any of the models. What is seen in red are the regions of maximum tension and not bone resorption areas. Fig. 1.A and 1.D show M1; 1.B and 1.E show M2; and Fig. 1.C and 1.F M3 respectively in a vestibular-occlusal and mesial view.

Figure 2: As tensions in M2 and M3 models exceed the bone strength limit, all red regions observed suggest bone resorption areas. Fig. 2.A and Fig. 2.D show M1; Fig. 2.B and Fig. 2.E show M2; and Fig. 2.C and 2.F M3 respectively in a vestibular-occlusal and mesial view.

Figure 3: External view of the implants under axial force. Figures 3.A and 3.D show M1; Figures 3.B and 3.E show M2; and Figures 3.C and 3.F show M3 respectively in a vestibular-occlusal and occlusal view.

Figure 4: External and sectional view of the results in implants under load oblique in M1 (Fig. 4.A), M2 (Fig. 4.B) and M3 (Fig. 4.C). Vestibular-occlusal sectional view in M1 (Fig. 4.D), M2 (Fig. 4.E) and M3 (Fig. 4.F). Occlusal view (Fig. 4.G), M2 (Fig. 4.H) and M3 (Fig. 4.I).

FIGURES

Figure 1

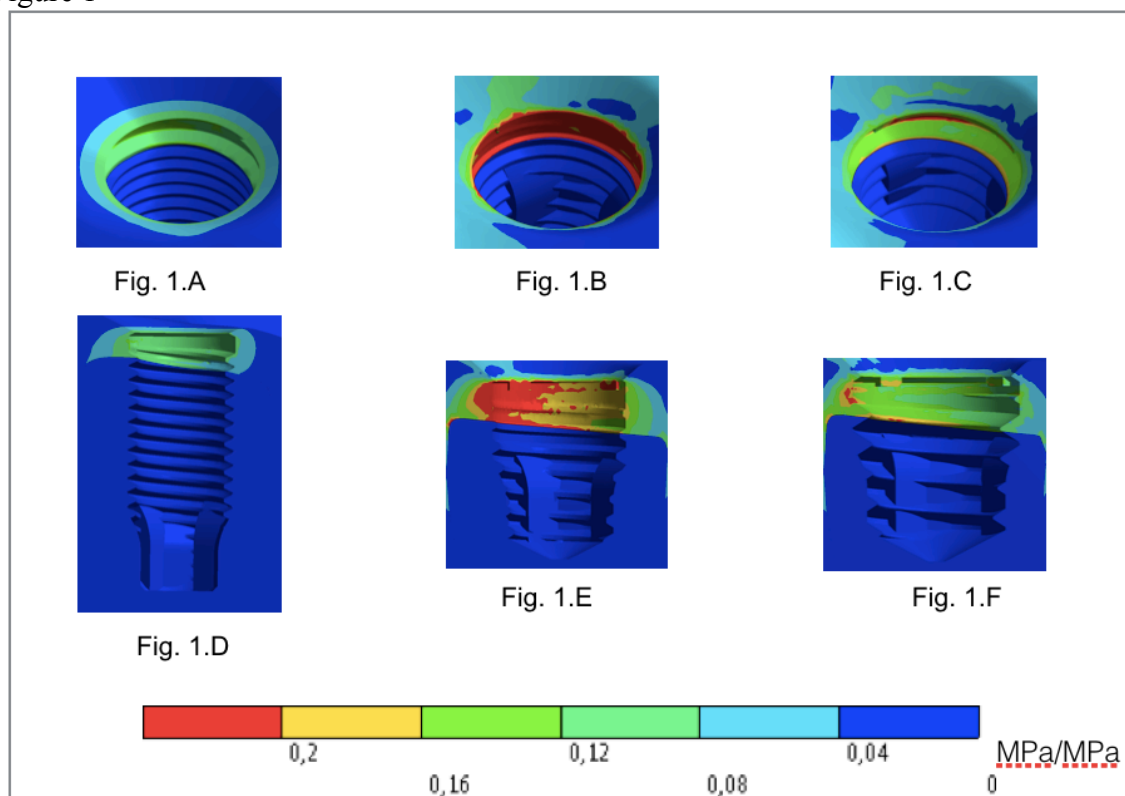


Figure 2

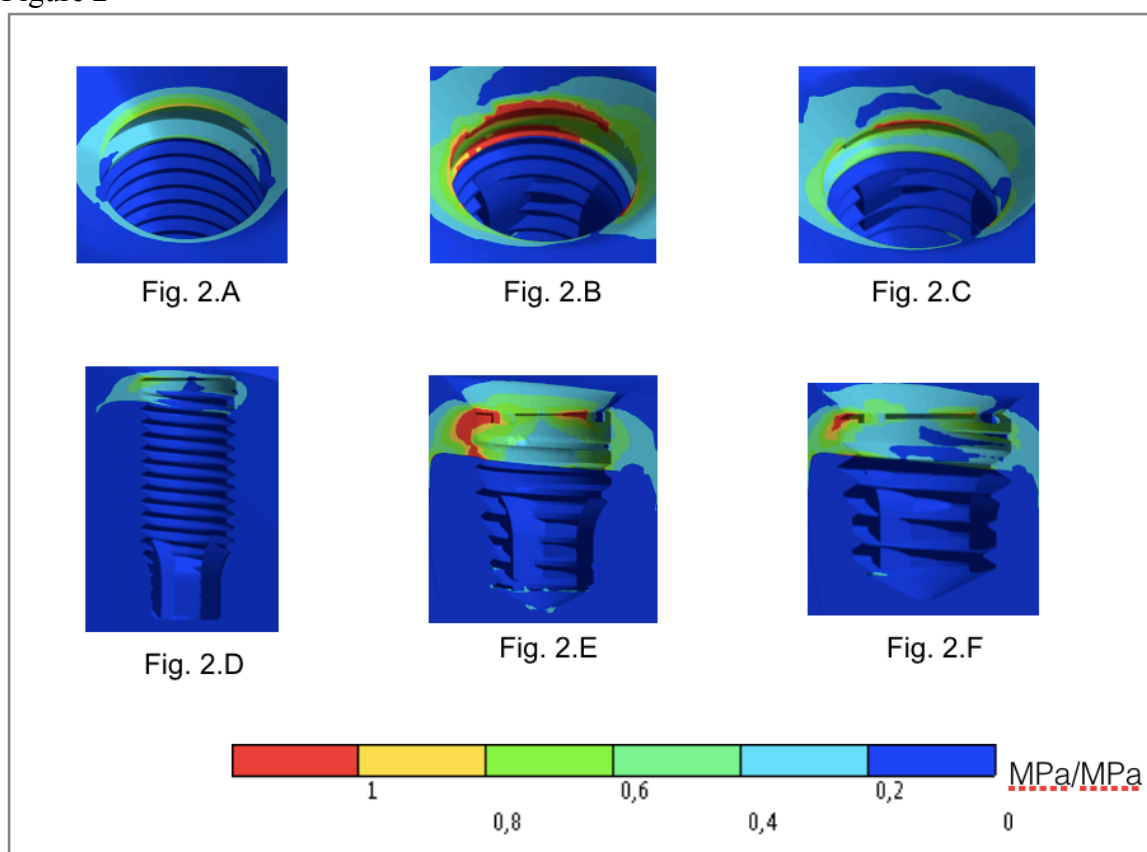


Figure 3

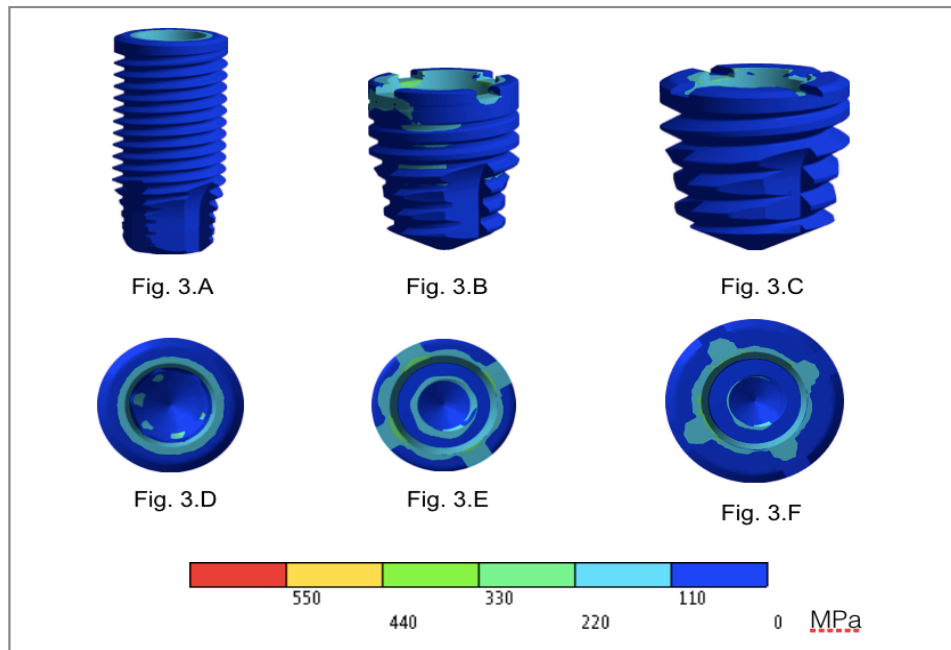


Figure 4

